

Marcel Beger

Entwurf und Realisierung eines Messplatzes zur Schallleistungsmessung an Ultraschalltherapiegeräten

eingereicht als

BACHELORARBEIT

an der

HOCHSCHULE MITTWEIDA

UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik

Mittweida, 2010

Entwurf und Realisierung eines Messplatzes zur Schallleistungsmessung an Ultraschalltherapiegeräten

eingereicht als

BACHELORARBEIT

Student:

Marcel Beger

Hochschule Mittweida

Studiengang:

Physikalische Technik

Studienrichtung:

Medizintechnik

Fakultät:

Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik

Erstprüfer:

Herr Prof. Dr. Ralf Hinderer

Hochschule Mittweida

Zweitprüfer:

Frau Dr. Christine Thiele

TU-Dresden

Institut für Biomedizinische Technik

Bibliographische Beschreibung:

Beger, Marcel:

Entwurf und Realisierung eines Messplatzes zur Schallleistungsmessung an Ultraschalltherapiegeräten. - 2010.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik, Bachelorarbeit, 2010

Referat:

Ziel dieser Bachelorarbeit war es, einen Messplatz für die Schallleistungsmessung an Ultraschalltherapiegeräten einzurichten, welcher als studentischer Praktikumsplatz Verwendung finden kann. Dieser Versuch hat die Schallkraftwaage und das Ultraschalltherapiegerät Sonotur 420 von der Firma tur-medizintechnik als Grundlage. Es wurde eine Benutzeroberfläche mit der Software LabVIEW 2009 von National Instrument erstellt, worüber man den Messwert der Waage digital und graphisch anzeigen und mit anderen Messreihen in einer Tabelle vergleichen kann, welche nach Aufnahme der Messreihen in eine Excel-Datei geschrieben werden sollen. Des Weiteren wurde eine neue mechanische Anbindung der Schallköpfe realisiert, um die Messungen reproduzierbar und miteinander vergleichbar zu machen.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
2. Grundlagen.....	3
2.1 Physik des Ultraschalls	3
2.1.1 Ultraschallerzeugung.....	3
2.1.2 Schallfeldgrößen.....	6
2.1.3 Ausbreitung von Ultraschall im Gewebe.....	10
2.1.4 Nichtlineare Schallausbreitung	15
2.1.5 Wirkung von Ultraschall auf Gewebe.....	18
2.2 Aufbau Ultraschalltherapiegeräte.....	21
2.3 Schallleistungsmessverfahren	23
2.3.1 Mechanische Verfahren.....	23
2.3.2 Thermische Verfahren	25
2.3.3 Elektromechanische Verfahren.....	26
2.3.4 Optische Verfahren.....	26
2.3.5 Chemische Verfahren.....	27
2.4 LabVIEW 2009.....	27
3. Material und Methoden.....	30
3.1 Aufbau Ultraschalltherapiegerät Sonotur 420	30
3.2 Schallkraftwaage Modell UPM-DT-1 & 10AV	31
3.2.1 Aufbau	31
3.2.2 Messbedingungen	33
3.3 Konstanzprüfung Schallkraftwaage.....	35
3.3.1 Mit Gewicht.....	35

3.3.2	Mit Ultraschall.....	35
3.4	Methodik der zwei erstellten Programmierstrukturen	37
3.5	Mechanische Anbindung der Schallköpfe	47
4.	Ergebnisse.....	51
4.1	Konstanzprüfung Schallkraftwaage.....	51
4.1.1	Mit Gewicht.....	51
4.1.2	Mit Ultraschall.....	51
4.2	Vergleich der Programmmethoden	53
4.3	Vergleich der konstruierten Anbindung mit der Herstellervariante	54
4.4	Dokumentation des Messplatzes	57
5.	Diskussion und Schlussfolgerung.....	61
6.	Anhang	63
7.	Literaturverzeichnis	68
8.	Abbildungsverzeichnis.....	69
	Selbstständigkeitserklärung	71

1. Einleitung

Ultraschall wird in sehr vielen Bereichen wie Medizin (Ultraschallbildgebung, Knochen-schweißen), Technik (Materialprüfung) und im Alltag (Ultraschallreinigen) eingesetzt [1]. Am meisten bekannt ist natürlich die millionenfache Anwendung zur medizinischen Diagnose in allen Fachrichtungen, aber auch physiotherapeutische Methoden haben eine weite Verbreitung gefunden. Die Ultraschalltherapie ist ein weit verbreitetes Therapieverfahren in der Medizin zur Behandlung vielfältiger Beschwerden wie z.B. Arthritis, Rhinopathien und Neuralgien [2]. Damit die Ultraschall-Physiotherapie sicher angewendet werden kann, müssen festgelegte Grenzen für die Ultraschallintensität eingehalten werden. Darüber hinaus ist eine Prüfung der Genauigkeit von Leistungs- und Intensitätsregelung am Gerät festgelegt, um die sichere Planung der therapeutischen Maßnahme zu gewährleisten und eine Gefährdung des Patienten auszuschließen. Eine solche quantitative Beurteilung ist nicht ohne Messungen möglich, deshalb setzt dies das Vorhandensein eines Normals voraus, damit die gesetzlichen Bestimmungen und Normen eingehalten werden. In der Ultraschalltherapie ist die wesentliche Messgröße die Ultraschallleistung (Einheit Watt), für die ein primäres Darstellungsverfahren in Form der Schallkraftwaage existiert.

Diese Bachelorarbeit beschäftigt sich mit dem Thema der Realisierung eines Messplatzes zur Schallleistungsmessung an Ultraschalltherapiegeräten auf Grundlage einer Schallkraftwaage. Ziel der Bachelorarbeit war es die Messungen zu digitalisieren und die Messwerte über einen Computer auszulesen und darzustellen. Die entsprechende Computeranbindung und Benutzeroberfläche wurde mit der Programmiersoftware LabVIEW 2009 erstellt. Des Weiteren sollte eine mechanische Anbindung für die Schallköpfe konstruiert werden, um die Messungen reproduzierbar und vergleichbar zu machen. Als letztes wurde der Messplatz dokumentiert um die Benutzer einzuweisen.

Die Motivation für diese Bachelorarbeit bestand einerseits darin, dass das Thema sehr vielfältig ist. Verschiedene Bereiche meines Studiums an der Hochschule Mittweida fanden darin Anwendung. So ist es eine gelungene Zusammenfassung und damit geeigneter Abschluss als Bachelor der Physikalischen Technik / Medizintechnik. Weiterhin wurde durch die primär theoretische Bachelorarbeit auch ein Bezug zur Praxis geschaffen, da es sich bei diesem Messplatz um einen Praktikumsversuch für Studenten handelt und das Resultat dieser Arbeit für die Lehre verwendet wird. Die Zusammenarbeit mit dem Biomedizinischen Institut der TU Dresden war für mich sehr gewinnbrin-

gend. Sowohl die informationstechnischen Ressourcen als auch die persönliche Betreuung waren optimal.

2. Grundlagen

2.1 Physik des Ultraschalls

Mit Ultraschall bezeichnet man Schallwellen, also mechanische Wellen mit Frequenzen die der menschlichen Wahrnehmung nicht zugänglich sind. Da die Grenze des Hörvermögens von Mensch zu Mensch verschieden und stark vom Alter des Einzelnen abhängig ist, kann das Gebiet des Ultraschalls nicht scharf vom Gebiet des hörbaren Schalls abgegrenzt werden. Im Allgemeinen spricht man aber von Ultraschall, wenn die Schallfrequenz größer als 20 kHz ist [1]. Ab einer Frequenz von größer 1 GHz spricht man von Hyperschall. In der Praxis liegen die Frequenzen für die Therapie zwischen 0,8 - 3 MHz [3]. Die Frequenzen für die Bildgebung sind im Vergleich viel größer und liegen im Bereich von 0,5 - 20 MHz.

2.1.1 Ultraschallerzeugung

In diesem Abschnitt soll die Erzeugung des Ultraschalls mit einer piezoelektrischen Keramik und weiteren Verfahren erläutert werden.

Ultraschall kann durch elektromechanische, mechanische, thermische und optische Energieumwandlungsprozesse erzeugt werden. Hinsichtlich der Anwendungsbreite haben die unter elektromechanische Verfahren einzuordnenden elektrischen Umwandlungsprozesse mittels piezoelektrischen Effekts die größte Bedeutung erlangt, da hiermit die effektivste Energieumwandlung erzielt wird.

„Piezo-elektrisch“ kommt aus dem Griechischen und heißt soviel wie „drücken“. Demnach bedeutet piezoelektrisch, dass durch Drücken ein elektrisches Signal erzeugt wird. Durch die Verformung eines piezoelektrischen Materials werden negative und positive Gitterbausteine eines piezoelektrischen Materials gegeneinander verschoben. Die damit verbundene Verschiebung der Ladungsschwerpunkte führt zu einer elektrischen Ladung an der Oberfläche des Kristalls (Abbildung 2.1). Die zusätzliche elektrische Flußdichte D ergibt sich damit aus der mechanischen Spannung T , der ein deformierbarer fester Körper ausgesetzt ist und einer Proportionalitätskonstanten d :

$$D = d \cdot T \quad . \quad \text{Gl. 1}$$

Vorraussetzung für das Auftreten des Piezoeffekts ist die Existenz von piezoelektrischen polaren Achsen innerhalb des Kristalls.

Für die Ultraschallerzeugung muss jedoch das Material schwingen um Schallwellen abgeben zu können. Dafür wird der inverse piezoelektrische Effekt genutzt. Dabei wird an das piezoelektrischen Material eine elektrische Spannung angelegt, wodurch das Material mechanisch verformt wird und anfängt Schwingungen auszuführen. Diese Deformation S bewirkt eine von der Richtung des elektrischen Feldes abhängige Dilatation oder Kompression, die der elektrischen Feldstärke proportional ist:

$$S = d \cdot E \quad \text{Gl. 2}$$

Die Proportionalitätskonstante d ist eine piezoelektrische Konstante, die für beide Effekte numerisch identisch ist:

$$d = \frac{D}{T} = \frac{S}{E} \quad \text{Gl. 3}$$

Häufig verwendete Materialien für diese Schwinger sind z.B. Piezokeramiken wie Bariumtitanat oder Blei-Zirkonat-Titanat und piezoelektrische Kristalle wie Quarz. Die Piezokeramiken sind Ferroelektrika, die eine durch den Polungsvorgang eingeprägte Anisotropie aufweisen [4]. Die Größenordnung für diese Proportionalitätskonstante liegt im Bereich von

$d=2,3 \cdot 10^{-12} \text{ As/N}$ für Quarz und $d=250 \cdot 10^{-12} \text{ As/N}$ für Bariumtitanat [5].

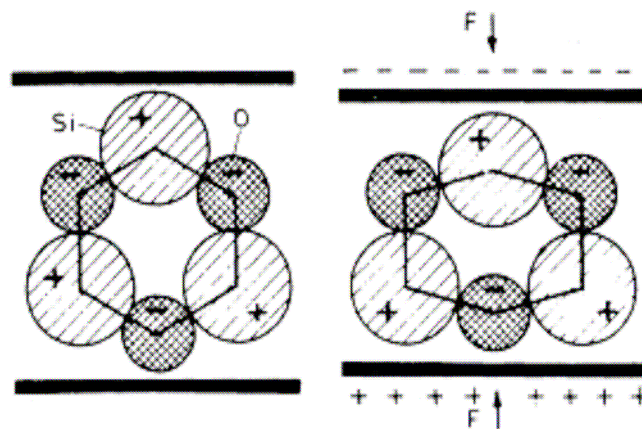


Abb. 2.1 Piezoeffekt am Beispiel eines Quarzkristalles (SiO_2)

Verschieben der Gitterbausteine (Silizium- und Sauerstoffatome) durch die einwirkende Kraft F und der damit verbundenen Oberflächenladung

Neben dem Piezoeffekt ist der magnetostriktive Effekt zur Ultraschallerzeugung von Bedeutung. Der Aufbau eines magnetostriktiven Schwingers ist schematisch in Abbildung 2.2 dargestellt.

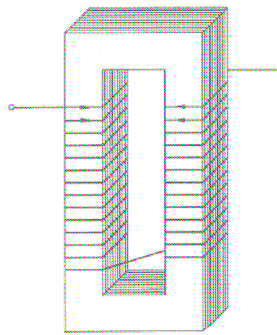


Abb. 2.2 Schematische Darstellung eines magnetostruktiven Schwingers

Dieser Effekt beruht auf der Tatsache, dass ein Stab aus einem ferromagnetischen Material, welcher von einer Strom durchflossenen Spule umgeben ist, magnetisiert wird. Als Folge davon entsteht in seinem Inneren eine mechanische Zugspannung, die bei einer entsprechenden Ausweichmöglichkeit zu einer Längsänderung führt, welche sich in der Frequenz des Wechselstromes ändert. Dieser Effekt ist wie der piezoelektrische umkehrbar, d.h. bei einer von außen erzwungenen Längenänderung eines magnetisierten Stabes ändert sich seine Magnetisierung, was zu einer Induktionsspannung an den Klemmen der Spule führt.

Eine weitere Möglichkeit ist die mechanische Ultraschallerzeugung. Hierbei werden die Schwingungen in Luft oder Flüssigkeiten mittels „Pfeifen“ erzeugt. Entstehende Abrisswirbel durch Luft- oder Flüssigkeitsströme an Schneiden regen Resonanzräume oder Resonanzkörper an, welche zu schwingen beginnen [1].

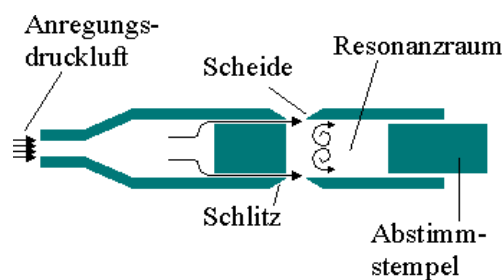


Abb. 2.3 Mechanische Ultraschallerzeugung mittels „Galton-Pfeife“ mit Abrisswirbel

Zum anderen können auch thermische Verfahren zur Erzeugung von Schallwellen benutzt werden. Diese basieren auf einer periodische Überhitzung von Flüssigkeiten oder Gasen, wodurch lokal mechanische Druckschwankungen ausgelöst werden. Thermische Verfahren werden vor allem zur Anregung höchster Ultraschallfrequenzen im Gigahertzbereich eingesetzt.

Bei den optischen Verfahren wird durch das Einstrahlen von Licht in Flüssigkeiten oder Festkörper Ultraschallwellen erzeugt. Überschreitet dabei die absorbierte Energie die Schwelle, die zur Verdampfung der Flüssigkeit führt, entstehen explosionsartig Dampfblasen. Von den damit verbundenen Kavitationen breiten sich Stoßwellen aus. Liegt die Energie darunter, kommt es zu lokalen thermischen Expansions- bzw. Kompressionswellen. Die Anregung geschieht zum Beispiel mit einem Impulslaser [6].

2.1.2 Schallfeldgrößen

Aufgrund der Tatsache, dass Ultraschall ein Teilgebiet der Akustik ist, gelten auch die gleichen physikalischen Gesetzmäßigkeiten, Begriffe und Bezeichnungen wie für die allgemeine Akustik. Die wichtigsten Kenngrößen des Ultraschalls sollen im folgenden Teil kurz erläutert werden.

Schallwellen sind die mechanischen Schwingungen eines elastischen Mediums, die sich im Raum als Welle ausbreiten. Im Gegensatz zu elektromagnetischen Wellen breitet sich Ultraschall in Flüssigkeiten, Gasen und im Weichteilgewebe des Körpers als Longitudinalwelle aus, d.h. die Teilchen des Mediums schwingen in Richtung der Wellenausbreitung um ihre Ruhelage (Richtung von Schwingungs- und Phasengeschwindigkeit ist gleich). Diese Schwingungen rufen, aufgrund der synchronen Lageänderung der Teilchen, eine Dichteänderung im Medium hervor. Aufgrund dieser Dichteänderungen kommt es zu Bereichen mit höherer (Kompression) und niedrigerer (Dilatation) Teilchendichte und somit zu einem unterschiedlichen Schalldruck. Da sich die Druckschwankungen im Rhythmus der Ultraschallfrequenz ändern, bezeichnet man diesen sich rasch ändernden Schalldruck auch als Schallwechseldruck p . Der Schallwechseldruck ist definiert als die Abweichung des Momentandruckes vom Ruhedruck p_0 [2].

Die Schallstärke wird durch die sogenannten Schallfeldgrößen charakterisiert, die aufgrund physikalischer Gesetzmäßigkeiten miteinander in Beziehung stehen. Grundsätzlich gibt es drei Herangehensweisen, die Schallstärke zu bestimmen. Als Erstes kann man die Elongation der schwingenden Teilchen im Ausbreitungsmedium (Schallaus Schlag ξ) sowie deren maximale Geschwindigkeit (Schallschnelle v) betrachten. Die Schallstärke entspricht dann den Amplituden der Auslenkung bzw. der Geschwindigkeit. Die zweite Möglichkeit besteht darin, dass die Longitudinalwelle durch periodische Druckänderungen (Schallwechseldruck p) gekennzeichnet ist. Dadurch kann die Schallstärke durch eine Messung der Druckänderungen bestimmt werden.

Da eine Schallwelle Energie transportiert, kann man als Drittes die Schallstärke auch in Bezug auf den Energietransport im Schallfeld und somit die Leistung einer Schallquelle (Energie pro Zeit) bzw. den Energiefluss (Leistung pro Fläche) im Schallfeld messen [7].

Die Auslenkung bzw. Elongation der Teilchen kommt aufgrund der Druckschwankungen im Übertragungsmedium zustande und berechnet sich in Abhängigkeit von der Zeit t , dem Ort x und der Ausbreitungsgeschwindigkeit c (Schallgeschwindigkeit) im Medium nach der Formel:

$$\xi = \hat{\xi} \cdot \sin 2\pi \cdot f \left(t - \frac{x}{c} \right) \quad \text{Gl. 4}$$

Die Volumenteilchen des Übertragungsmediums schwingen mit einer bestimmten Wechselgeschwindigkeit, der sog. Schallschnelle v um ihre Ruhelage hin und her. Die Schallschnelle der einzelnen Teilchen nimmt dabei periodisch zu und wieder ab. Beim jeweiligen Durchgang durch die Ruhelage erreicht die Schallschnelle ihr Maximum, an den Umkehrpunkten mit der höchsten Auslenkung ist sie gleich Null. Die Amplituden von Schallschnelle und Schallausschlag entsprechen einander, sie sind allerdings um $\pi/2$, also um eine viertel Wellenlänge bzw. eine viertel Periodendauer gegeneinander phasenverschoben. Die Schallschnelle ergibt sich als zeitliche Ableitung der Elongation ξ . Für eine harmonische Schwingung gilt [7]:

$$v_{(t)} = \frac{d\xi}{dt} = \xi_0 \cdot \omega \cdot \sin \omega t \quad \text{Gl. 5}$$

Aus der Gleichung für die maximale Schallschnelle \hat{v} (Gl. 6) ist zu erkennen, dass die Schallschnelle mit größer werdender Frequenz steigt [8]:

$$\hat{v} = \omega \cdot \hat{\xi} = 2\pi \cdot f \cdot \hat{\xi} \quad \text{Gl. 6}$$

Die Schallgeschwindigkeit c , welche ebenfalls in der Wellengleichung auftaucht, gibt die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle im Raum an und ist daher von der Schallschnelle zu unterscheiden. Sie ist von den elastischen Eigenschaften des Mediums, der Ausbreitungsform (z.B. Longitudinal- oder Transversalwelle) und dem Wellentyp (z.B. ebene Welle, Kugelwelle usw.) abhängig. Im einfachsten Fall der ebenen Welle in Flüssigkeiten wird die Schallgeschwindigkeit c vom Verhältnis von Elastizitätsmodul E und Dichte ρ bestimmt [8]:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} . \quad \text{Gl. 7}$$

Das Elastizitätsmodul E ist das Verhältnis der erforderlichen Spannung σ zur erzielten relativen Längenänderung ε (Dehnung) und berechnet sich nach:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} . \quad \text{Gl. 8}$$

Es ist damit ein Maß für die Festigkeit eines Materials und gibt an, um wieviel sich dieses Material unter einer Belastung dehnt. Für Wasser liegt das Elastizitätsmodul bei ca. 2000 N/mm².

Eine andere Beziehung zur Beschreibung der Schallgeschwindigkeit ist in folgender Gleichung 9 dargestellt:

$$c = \lambda \cdot f . \quad \text{Gl. 9}$$

Die Schallgeschwindigkeit ist über weite Frequenzbereiche konstant, sie ist jedoch von der Temperatur abhängig. Im Wasser nimmt die Schallgeschwindigkeit zunächst mit der Temperatur zu und nach einem Maximum bei ca. 70 °C wieder ab, wie in nachfolgender Abbildung zu sehen ist [8].

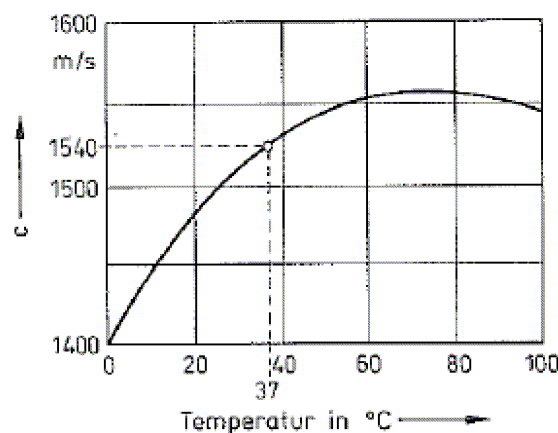


Abb. 2.4 Temperaturabhängigkeit der Schallgeschwindigkeit von Wasser

Die nächste Schallfeldgröße zur Beschreibung der Schallstärke ist der Schallwechseldruck p . Wie eingangs erwähnt, ist der Schallwechseldruck die in Abhängigkeit von der Zeit und dem Ort erfolgende Druckänderung im Verhältnis zum atmosphärischen Druck p_0 . Der tatsächliche Schalldruck einer Schallwelle zum Zeitpunkt t am Ort x kann mit einer leicht modifizierten Wellenformel berechnet werden [7]:

$$p = \hat{p} \cdot \sin 2\pi \cdot f \left(t - \frac{x}{c} \right). \quad \text{Gl. 10}$$

Die Schalldruckamplitude \hat{p} ist abhängig von der Dichte ρ des Ausbreitungsmediums, der Schallgeschwindigkeit c sowie Schallschnellamplitude \hat{v} der schwingenden Luftteilchen:

$$\hat{p} = \rho \cdot c \cdot \omega \cdot \hat{\xi} = \hat{v} \cdot \rho \cdot c. \quad \text{Gl. 11}$$

Das Produkt aus der Schallgeschwindigkeit und der Dichte wird Schallkennimpedanz Z genannt:

$$Z = \rho \cdot c. \quad \text{Gl. 12}$$

Die Schallkennimpedanz ist ein Maß für den Widerstand, den ein Medium der Ausbreitung von Schallwellen entgegensetzt.

Eine Schallwelle besitzt als mechanische Welle sowohl kinetische Energie, die an die Trägheit der bewegten Masseteilchen, als auch potentielle Energie, welche an die elastischen Eigenschaften des Mediums gebunden ist. Die Summe beider Energieanteile bildet die Gesamtenergie W der Schallwelle. Die gesamte Energie W , die von einer Schallquelle innerhalb von einer Sekunde abgestrahlt wird, heißt Schallleistung P und wird in Watt gemessen. Die Schallleistung wird häufig für die Kennzeichnung der Leistungsfähigkeit von Ultraschallwandlern angegeben [1]:

$$P = \frac{W}{t} = \frac{E_{kin} + E_{pot}}{t}. \quad \text{Gl. 13}$$

Bezieht man die kinetische und potentielle Energie einer mechanischen Welle auf die Volumeneinheit, so erhält man die Schallenergiedichte w , die damit ein Maß für die transportierte Schallenergie pro Volumeneinheit ist:

$$w = \frac{W}{V} \quad \text{Gl. 14}$$

$$w = w_{pot} + w_{kin} \quad \text{Gl. 15}$$

$$w_{pot} = \frac{\hat{p}^2}{2\rho \cdot c^2} \quad \text{und} \quad w_{kin} = \frac{\rho \cdot \hat{v}^2}{2}. \quad \text{Gl. 16 und 17}$$

Betrachtet man den zeitlichen Mittelwert der gesamten Energiedichte mit potentiellen und kinetischen Energieanteilen, so beträgt diese für eine ebene fortschreitende Schallwelle:

$$w = \rho \cdot \hat{v}^2 = \frac{\hat{p}^2}{Z \cdot c} \quad \text{Gl. 18}$$

Diese Größe eignet sich zur Beschreibung der an einem bestimmten Ort des Schallfeldes vorhandenen Schallenergie [1].

Eine weitere wichtige Kenngröße der Schallstärke ist die Schallintensität I . Die Schallintensität ist die mittlere Schallenergie, die je Zeiteinheit durch eine Fläche strömt:

$$I = \frac{P}{A} = \frac{W}{t} \cdot \frac{1}{A} = \frac{W \cdot l}{t \cdot V} \quad \text{Gl. 19}$$

Für eine ebene Welle ergibt sich mit den Effektivwerten des Schallwechseldruckes und der Schallschnelle folgende Gleichung für die Schallintensität:

$$I = \tilde{p} \cdot \tilde{v} = \frac{\tilde{p}^2}{Z} = Z \cdot \tilde{v}^2 = \rho \cdot c \cdot \tilde{v}^2 = \rho \cdot c \cdot 2\pi^2 \cdot \hat{\xi} \cdot f^2 = \frac{1}{2} \cdot \frac{\hat{p}^2}{Z} \quad \text{Gl. 20}$$

Daraus ist ersichtlich, dass sich bei hohen Frequenzen besonders große Schallintensitäten bzw. Schalldrücke ergeben [9].

Zwischen Schallenergiedichte w , Schallintensität I und Schallgeschwindigkeit c besteht der Zusammenhang:

$$w = \frac{I}{c} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\hat{p}^2}{c^2 \cdot \rho} \quad \text{Gl. 21}$$

2.1.3 Ausbreitung von Ultraschall im Gewebe

Die Schallausbreitung im Gewebe ist im allgemeinen durch Reflexion, Brechung, Streuung und Absorption bestimmt, wie in Abbildung 2.5 dargestellt ist.

Die Schallwelle erfährt bei der Ausbreitung eine Schwächung. Die Schallintensität und damit verbundene Schallfeldgrößen nehmen beim durchdringen eines Mediums ab. Ursachen dafür können Absorption, Reflexion, Brechung, Streuung, Beugungseffekte und die Schallfeldgeometrie sein.

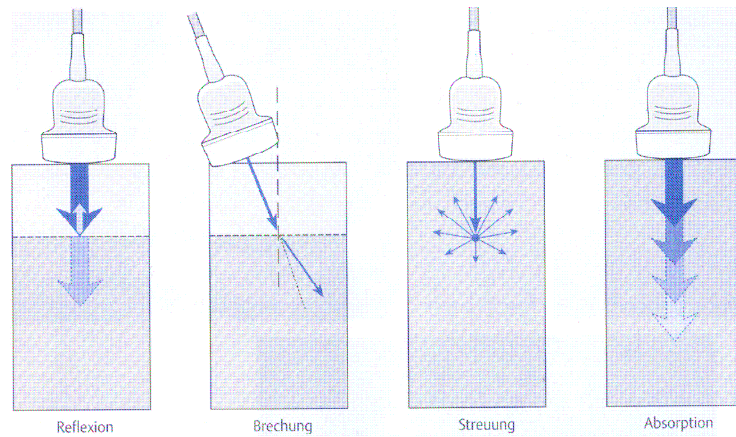


Abb. 2.5 Wirkungsmechanismen im Gewebe

Die Reflexion von Ultraschall läuft unter den gleichen Gesetzmäßigkeiten wie in der Strahlenoptik ab, d.h. der Einfallswinkel ist gleich dem Austrittswinkel wie in Abbildung 2.6 dargestellt ist.

An der Grenzfläche zweier Medien mit unterschiedlicher Schallkennimpedanz Z wird die Schallwelle teilweise reflektiert. Der Reflexionskoeffizient R ergibt sich aus folgender Formel:

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad \text{Gl. 22}$$

In Bezug auf die Intensität gilt:

$$I_r = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \cdot I_e \quad \text{Gl. 23}$$

Diese Formeln gelten nur für ein senkrecht einfallendes Schallbündel, wobei Z_1 die spezifische akustische Impedanz des Mediums 1 und Z_2 diejenige des Mediums 2 an einer Grenzfläche, gerechnet vom Schallkopf aus, darstellt. In Gleichung 23 ist I_r die Intensität des reflektierenden Anteils und I_e die der einfallenden Schallwelle. Aus diesen Formeln lässt sich schlussfolgern, dass die Reflexion bzw. die Intensität des reflektierten Anteils I_r abnimmt, wenn die Differenz der zwei Schallkennimpedanzen kleiner wird. Es kann für das Ereignis von $Z_2 = 0$ oder $Z_1 = \infty$ auch zur Totalreflexion kommen. Dabei wird keine Energie von Medium 1 ins Medium 2 übertragen. Totalreflexion tritt stets dann ein, wenn die Bedingung

$$\frac{c_2}{c_1} \cdot \sin \alpha_0 > 1 \quad \text{Gl. 24}$$

erfüllt ist, weil dann keine reelle Lösung der Gleichung 27 existiert.

Wie in der Optik bezeichnet α_0 den Grenzwinkel der Totalreflexion, der sich aus

$$\frac{c_2}{c_1} = \sin \alpha_0 \quad \text{Gl. 25}$$

ergibt [10].

Da der Schallkennimpedanzunterschied ΔZ von biologischen Geweben in Bereichen von nur wenigen Prozent liegt und damit eher gering ist, kann der Reflexionsfaktor R vereinfacht werden:

$$R \approx \frac{(\Delta Z)^2}{4Z^2} . \quad \text{Gl. 26}$$

Aufgrund der Tatsache, dass der Schallkennimpedanzunterschied der Weichteilgewebe im Körperinneren gering ist, beträgt der reflektierte Intensitätsanteil lediglich ca. 0,25 %, so dass die Welle an biologischen Gewebsgrenzflächen nur einen geringen Intensitätsverlust erleidet [8].

Die nächste Wechselwirkung ist die Brechung. Tritt eine Schallwelle an der Grenze des Mediums in ein anderes über, so ändert sich mit der Ausbreitungsgeschwindigkeit auch die Ausbreitungsrichtung. Die Stärke der Brechung ist abhängig von den jeweiligen Schallgeschwindigkeiten in den beiden Medien:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2} . \quad \text{Gl. 27}$$

Ist die Schallgeschwindigkeit im Medium 1 größer als im Medium 2, so wird der transmittierte Strahl zum Lot hin und im umgekehrten Fall vom Lot weg gebrochen. Da die Schallgeschwindigkeitsunterschiede im Weichteilgewebe nur gering sind, sind die Brechungseffekte im allgemeinen vernachlässigbar, im Gegensatz zum Auftreffen der Schallwellen von Weichteilgewebe auf Knochen- oder Lungengewebe. Dabei treten relativ große Schallgeschwindigkeitsunterschiede auf, was zur Totalreflexion (Übergang Weichteilgewebe → Lungengewebe) oder zur Ausbildung eines Schallschattens, Gebiete verminderten Schalldruckes (Übergang Weichteilgewebe → Knochengewebe), führen kann.

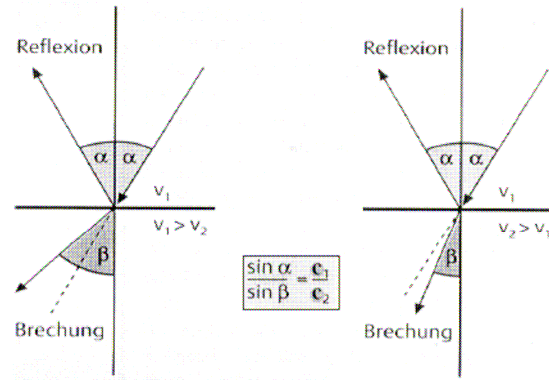


Abb. 2.6 Reflexion und Brechung für 2 unterschiedliche Medien

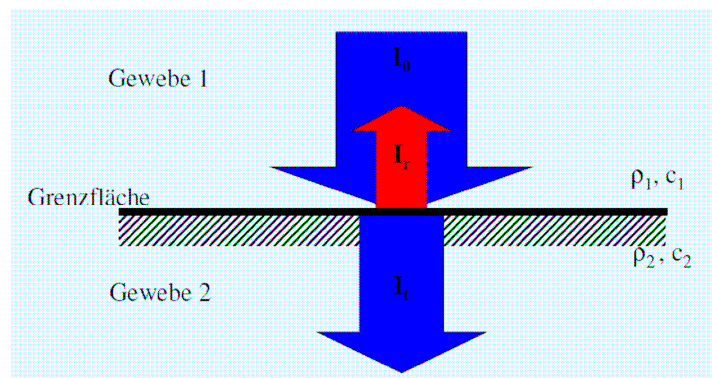
Nach dem Energieerhaltungssatz ist die Summe der reflektierten Schallintensität I_r und der transmittierten Schallintensität I_t gleich der einfallenden Schallintensität I_e . Daraus folgt:

$$I_t = I_e - I_r$$

$$I_t = I_e (1 - R^2) \quad \text{Gl. 28}$$

Der Transmissionsgrad T beträgt

$$T = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad \text{Gl. 29}$$

Abb. 2.7 Intensitäten der einfallenden I_e , reflektierten I_r und transmittierten I_t Ultraschallwelle

Der dritte Wechselwirkungsmechanismus ist die Streuung. Die Schallschwächung durch biologisches Gewebe wird näherungsweise zu 25% von Streuprozessen bestimmt.

Trifft eine Schallwelle auf eine Inhomogenität, deren Abmessungen nicht groß gegenüber der Wellenlänge ist, so wird ein Teil der Schallenergie in Form einer Streuwelle im Raum verteilt und geht für die ursprüngliche Ausbreitungsrichtung verloren. Die räumli-

che Verteilung der gestreuten Anteile und das Ausmaß der Streuung hängen dabei von den Eigenschaften der Streuzentren ab, unter anderem von der mittleren Größe der Streuzentren im Vergleich zur Wellenlänge, Anzahl bzw. mittlerer Abstand der Streuzentren in Bezug zur Wellenlänge und von der räumlichen Verteilung der Streuzentren. Bei einer Vielzahl von Inhomogenitäten interferieren die entstehenden einzelnen Streuwellen im Raum mit dem ungestörten Wellenzug und es kommt zu einer charakteristischen Schallauffächerung nach Art der streuenden Objekte und deren räumlicher Verteilung [8].

Für die therapeutische Wirkung von Ultraschall ist die Absorption wichtig. Die Absorption von Schallwellen setzt sich aus drei Vorgängen zusammen. Zum Ersten die Absorption durch Viskosität, da aufgrund der Bewegung der Materieteilchen durch Überwindung der Viskosität Verlustwärme erzeugt wird. Der zweite Vorgang ist die Absorption durch Relaxationen, weil die Schallenergie vorübergehend in Strukturenergie überführt wird. Der dritte Vorgang, welcher die Absorption von Schall mitbestimmt, ist die Absorption durch Wärmeleitung. Da es in der Kompressionsphase der Welle zu einer Erwärmung kommt und in der Dilatationsphase zur Abkühlung des Mediums, findet eine Wärmeleitung zum Ausgleich der Temperaturunterschiede statt, was wiederum mit einem irreversiblen Verlust von Schallernergie verbunden ist.

Entsprechend der von Licht, wird die Absorption durch eine exponentiell abfallende Intensität I mit der Entfernung x beschrieben. Diese exponentielle Intensitätsabnahme geschieht durch die Abnahme des Schalldruckes p :

$$\begin{aligned} p_{(x)} &= p_0 \cdot e^{-\alpha \cdot x} \\ I_{(x)} &= I_0 \cdot e^{-\beta \cdot x} \end{aligned} \quad \text{Gl. 30}$$

Die Größen I_0 und p_0 bezeichnen die Intensität bzw. den Schalldruck am Anfang, also am Ort null. α ist eine Materialkonstante und wird als Absorptionskoeffizient und der negative Exponent $-\alpha x$ als Extinktion bezeichnet [6]. β ist der Absorptionskoeffizient auf die Intensität bezogen und nach Gleichung 20 gilt:

$$\beta = 2 \cdot \alpha \quad \text{Gl. 31}$$

Die Absorption ist nicht nur vom Gewebetyp sondern auch von der Frequenz abhängig, d.h. je „zäher“ das Medium und je höher die Frequenz, desto größer die Absorption.

Weitere Gründe für die Schallschwächung und der damit verbundenen Intensitätsabnahme im Gewebe sind die Ausbreitungsform (bei einer Kugelwelle nimmt die Intensi-

tät mit dem Quadrat der Entfernung ab), Reflexionsverluste an Grenzflächen die z.B. an Knochen 70 % und an Luft nahezu 100 % betragen können, Absorption von Schallenergie und Umwandlung in andere Energieformen (z.B. Wärmeenergie), sowie die Streuung und der damit verbundenen räumlichen Auffächerung der Schallenergie [8].

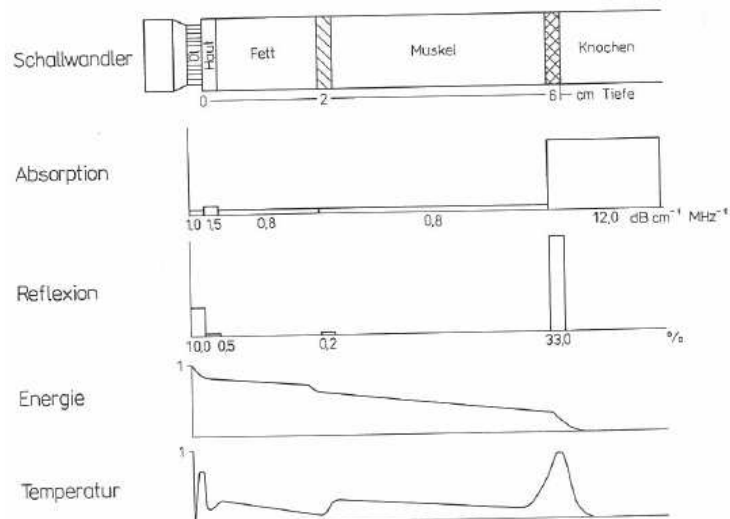


Abb. 2.8 Wesentliche schalltechnische Größen bei der Ultraschallapplikation an einem Gewebemodell

2.1.4 Nichtlineare Schallausbreitung

Alle bisher angesprochenen Schallausbreitungsmechanismen im Gewebe leiten sich aus der Wellengleichung der linearen Schallausbreitung ab:

$$\Delta \Phi - \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 \Phi}{\partial t^2} = 0 \quad \text{Gl. 32}$$

Δ bezeichnet dabei den Laplace-Operator:

$$\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \quad \text{Gl. 33}$$

Dabei wurde vorausgesetzt, dass die Schallfeldgrößen klein gegenüber den Ruhebedingungen bleiben. Bei höheren Schallenergiedichten treten nichtlineare Effekte auf. Die wichtigsten Effekte werden im Folgenden kurz erklärt.

Der erste nichtlineare Effekt ist der Rayleighsche Schallstrahlungsdruck p_r . Dieser resultiert aus der Nichtlinearität der Zustandsgleichung:

$$c^2 = \frac{dp}{d\rho} \quad \text{Gl. 34}$$

Die Schallgeschwindigkeit ist in Wirklichkeit von der momentanen Dichte und somit auch vom momentanen Druck und der momentanen Schallschnelle v abhängig.

Eine adiabatische Zustandsänderung, ohne Wärmeaustausch, im p - V -Diagramm besitzt einen nichtlinearen Verlauf (Abbildung 2.9). Infolge einer Wellenverzerrung resultiert eine Gleichkomponente des Schalldrucks, die zu einem Schallwind führen kann. Der Rayleighsche Strahlungsdruck ist proportional der Energiedichte w des Schallfeldes [6].

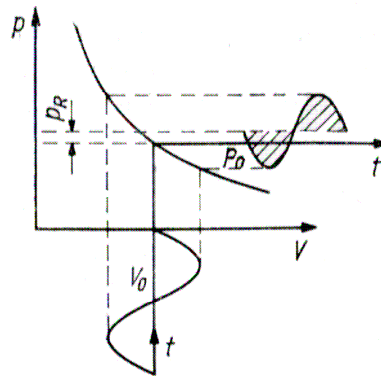


Abb. 2.9 Entstehung des Rayleighschen Schallstrahlungsdruckes p_r an einer Adiabate im Zustandsdiagramm

Ein anderer messtechnisch bedeutsamer nichtlinearer Effekt ist der Langevinsche Schallstrahlungsdruck p_L . Beobachtbar ist diese Erscheinung an Medien mit amplitudenunabhängiger Kompressibilität. In einer ebenen Schallwelle entsteht ein zeitlich und örtlicher konstanter Unterdruck, der numerisch gleich der Energiedichte ist [6]:

$$p_L \approx -\rho \cdot \overline{v^2} = -w \quad . \quad \text{Gl. 35}$$

Bildet die Schallwelle einen begrenzten Schallstrahl in einem sonst ruhenden Medium, so strömt auf Grund dieses Unterdrucks das Medium aus dem umgebenden Bereich in den Schallstrahl ein, bis sich ein Gleichgewicht eingestellt hat. Dieses bleibt erhalten, so lange der Schallstrahl seine Schallenergiedichte w behält. Verringert sie sich z.B. durch Verluste im Medium, so wird ein Teil des nachgeströmten Mediums freigesetzt und erzeugt einen Druck, der in Richtung des Energiedichtegefälles wirkt. In genügend energiereichen Wellenfeldern lässt sich dieser Effekt bequem beobachten. Ein Schallwandler wird am Boden eines mit Flüssigkeit gefüllten Gefäßes angebracht und sendet einen Strahl von Ultraschallwellen senkrecht nach oben. An der Oberfläche der Flüssigkeit bildet sich dann eine sprudelförmige Erhebung, die durch den Langevinschen Schallstrahlungsdruck hervorgerufen wird. Die Wirkung der Schallstrahlungskraft wird

unter anderem dazu eingesetzt, um die Intensität von Ultraschallfeldern mit einer Schalldruckwaage zu messen [1].

Ein weiterer bedeutender Effekt der Nichtlinearität ist die Kavitation. Als Kavitation bezeichnet man die Bildung und Auflösung von Gasblasen in Flüssigkeiten durch sehr hohe Druckschwankungen. Die Entstehung von Kavitationen liegt im Gesetz von Bernoulli, welches besagt, dass der hydrodynamische Druck in einer Flüssigkeit umso geringer ist, je höher die Geschwindigkeit ist. Falls die Geschwindigkeit so hoch ist, dass der statische Druck unter den Verdampfungsdruck der Flüssigkeit fällt, bilden sich Dampf- oder Gasblasen. Mit dem Ansteigen des statischen Drucks kondensiert der Dampf in den Hohlräumen schlagartig. Dabei treten extreme Druck- und Temperaturspitzen auf. Bei den starken Druckschwankungen von Ultraschall kommt es in den Unterdruckphasen des Schallwechseldruckes zur Kavitation. Dabei unterscheidet man zwei Arten der Kavitation.

Zum Ersten die Gaskavitation. Aufgrund der Tatsache, dass in Flüssigkeiten gelöste Gase enthalten sind, kommt es bei relativ kleinen Schallwechseldrücken dazu, dass sich an Keimen, Gasresten oder anderen kleinen, festen Partikel größere Blasen entwickeln. Diese bleiben in der Unterdruckphase aber erhalten und steigen in der Flüssigkeit nach oben.

Zum zweiten gibt es noch die Dampfkavitation. Dabei entstehen bei sehr hohen Schallintensitäten und bei völlig entgasten und gereinigten Flüssigkeiten „echte“ Kavitäten. Diese implodieren in der Überdruckphase wieder, wobei im Innern der Gasblase extrem hohe Drücke und Temperaturen auftreten, die zu starken Schallwirkungen und Sonolumineszenz (Aussenden von ultrakurzen, hochenergetischen Lichtblitzen einer Flüssigkeit unter starken Druckschwankungen) führen können [6].

Die Einsatzschwelle für Kavitation hängt von der Zerreißfestigkeit der Flüssigkeit und der Zeitkonstante für die Blasenbildung ab. Die Zeitkonstanten für die Bildung der Kavitationsblasen und bei der Implosion freigesetzten Energie sind umso größer, je größer der Blasenradius ist. Für Wasser ergibt sich z.B. bei einem äußeren Druck von ca. 10^5 Pa und einem Blasenradius von 100 µm theoretisch eine Zeit bis zum kollabieren von ca. 5 µs. Bei genügend großen Periodendauern sind die Einsatzschwellen bis etwa 100 kHz unabhängig von der Frequenz. In wässrigen Lösungen liegen diese Einsatzschwellen bei ca. 0,1 bis 1 W/cm² und steigen danach stark mit zunehmender Frequenz an (siehe Abb. 2.10) [3].

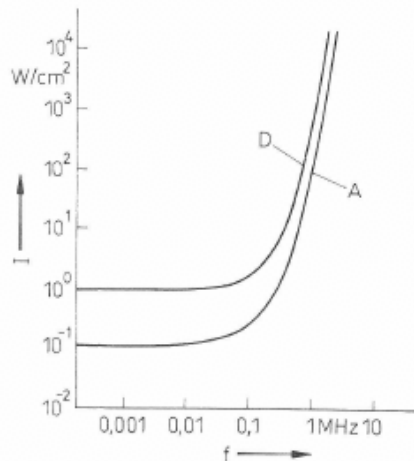


Abb. 2.10 Einsatzschwellen für Dampfkavitation in entgasten (D) und nicht entgasten Wasser (A)

2.1.5 Wirkung von Ultraschall auf Gewebe

Die therapeutische Wirkung von Ultraschall wird durch die Absorption der Schallwellen hervorgerufen. Die damit in den Organismus eingebrachte Energie wird umgesetzt und kann zu biologischen Reaktionen auf unterschiedlichen Wirkebenen führen. Die Wirkung von Ultraschall ist dabei von mehreren Einflussgrößen abhängig. Zum Ersten spielt die Frequenz des Therapiegerätes eine wichtige Rolle, da diese die Wellenlänge des Ultraschalls festlegt und somit die Eindringtiefe mitbestimmt. Die allgemein benutzten Arbeitsfrequenzen von Therapiegeräten liegen bei 0,7 bis 3 MHz. In den meisten Fällen ist eine Frequenz von 0,8 MHz fest eingestellt. Die nächste Einflussgröße, welche die Wirkung auf Gewebe mitbestimmt, ist die Intensität. Die Intensität bezeichnet das Verhältnis der auf eine Fläche treffenden Schallleistung zur Größe dieser Fläche. Die Intensität ist damit ein Maß, wieviel Energie in das Gewebe hineingestrahlt wird und bestimmt somit die Art des wirksam werdenden Effektes.

Als Drittes ist die Beschallungszeit zu nennen, welche festlegt, wie lange ein bestimmtes Gebiet mit der Intensität beschallt wird und damit wie lange die Energie auf ein Gewebe einwirkt.

Das Schallfeld, als vierte Einflußgröße, wird in zwei Bereiche eingeteilt, wie in Abbildung 2.11 zu sehen ist. Zum einen in das Nahfeld oder Fresnel-Zone, welches durch Interferenzphänomene im Ultraschallbündel und einer leichten Konvergenz gekennzeichnet ist. Zum anderen das Fernfeld oder die Fraunhofer-Zone, welches durch ein gleichmäßiges Schallbündel, einer mit zunehmender Entfernung vom Wandler abnehmenden Intensität und einer größeren Streuung der Schallenergie aufgrund der Divergenz charakterisiert wird. Für therapeutische Zwecke spielt nur das Nahfeld eine Rolle,

wobei die Länge des Nahfeldes x_0 vom Durchmesser des Schallkopfes und der Wellenlänge abhängig ist.

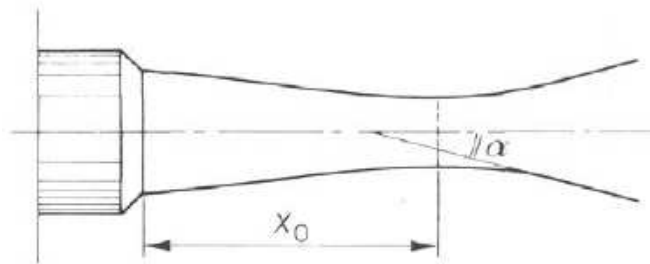


Abb. 2.11 Längsschnitt eines Ultraschallbündels mit der Länge des Nahfeldes x_0 und dem Divergenzwinkel α des Fernfeldes

Als fünfte Einflußgröße ist die Gewebeart und- stärke zu nennen. Wenn die (mechanische) Energie des Ultraschalls in Körpergewebe eindringt, können biologische Effekte nur entstehen, wenn diese Energie vom Gewebe absorbiert wird. Als Maß für die Absorption in den verschiedenen Geweben dient der Absorptionskoeffizient α . Aufgrund der unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten der Gewebetypen wird somit die Penetrationstiefe p , die größte Tiefe in der noch ein therapeutischer Effekt erwartet werden kann, bestimmt. Dies ist der Punkt des Gewebes, an dem noch 10% der verabreichten Energie verbleiben [4]:

$$p \approx 2,3/\alpha . \quad \text{Gl. 36}$$

Aufgrund dieser und weiterer Einflußgrößen, wie z.B. Applikationstechnik, Strahlungsart, Temperatur- und Kühlverhältnisse können die im folgenden geschilderten Effekte stark oder weniger stark auftreten.

Der erste Effekt, der als Ergebnis der Anwendung von Ultraschall im Körper auftritt, ist mechanischer Art. Die Ultraschallschwingung erzeugt im Gewebe eine Kompression und Expansion, was zu Druckschwankungen, Teilchenverschiebungen und Beschleunigungen innerhalb des Gewebes führt. Dies wiederum führt zu einer mechanischen Beanspruchung von Zellen und Molekülen. Die mechanische Wirkung des Ultraschalls spielt in der Therapie eine wichtige Rolle und dominiert bei niedrigen Intensitätsmittelwerten, also dann, wenn bei Dauerschall die Amplituden gering sind oder wenn durch ein entsprechendes Tastverhältnis trotz hoher Intensitäten die Wärmewirkung vernachlässigbar ist. Bei niedrigeren Intensitätswerten unter 1 W/cm^2 kommt es zu einer „Mikromassage“ des Gewebes.

Die zweite wichtige und bekannte Wirkung von Ultraschall auf Gewebe ist der thermische Effekt. Dieser Effekt kommt aufgrund der durch die Druckschwankungen hervorgerufenen Reibungswärme zustande, sowie der Umsetzung der absorbierten Schallenergie in Wärme. Die Menge der erzeugten Wärme variiert von Gewebe zu Gewebe und hängt von verschiedenen Faktoren ab, die zum Teil einstellbar sind, z.B. die Form des Ultraschalls (kontinuierlich oder pulsierend), die Intensität und die Behandlungsdauer. Darüber hinaus spielt der Absorptionskoeffizient des jeweiligen Gewebes und die verwendete Frequenz eine wichtige Rolle. Besonders an Stellen, an denen der Ultraschall reflektiert wird, entsteht Wärme. Diese Reflexion tritt hauptsächlich an Grenzflächen zwischen Geweben mit unterschiedlicher akustischer Impedanz auf. Aufgrund dieser Reflexion können sich Interferenzphänomene ergeben, die zu einer Zunahme der Intensität führen. In erster Linie kommt es an Knochengewebe zur Reflexion (35%). Aufgrund dieser Intensitätszunahme ist die Wärmeentwicklung besonders im Periost ausgeprägt und kann zu Periostschmerzen führen, welche als unangenehm empfunden werden können [3].

Des Weiteren agiert das Knochenmaterial als Kraftsensor. Unter Krafteinwirkung produzieren Knochen elektrische Ladung proportional zu den inneren Belastungen. Diese Ladungen stimulieren und bewirken den Aufbau neuen Knochenmaterials, was zu einer Stärkung der Knochenstruktur an den Stellen führt, an denen die innere Verformung am größten ist. Dies führt zu belastungsspezifischen Minimalstrukturen und damit einem exzellenten Verhältnis von Gewicht zu Festigkeit. Ultraschall wird daher auch zur Förderung von Heilungsprozessen am Knochen eingesetzt [16].

Folgende biologische Effekte können als eine physiologische Reaktion auf die erwähnten mechanischen und thermischen Wirkungen angesehen werden. Durch die Mikromassage werden auf rein mechanischem Wege der natürliche Stoffwechsel und die Durchblutung gesteigert. Darüber hinaus kommt es zu einer mechanischen Reizung von Nervenzellen, die zu einer Überstimulation und Transmitterausschüttung führt. Dadurch werden die Speicher der Neurotransmitter, die für Schmerzleitung zuständig sind, entleert und eine erneute Schmerzleitung wird zunächst unmöglich. Somit kommt es zu einem analgetischen Effekt. Bei höheren Intensitäten nimmt die mechanische Wechselbeanspruchung zu und kann bei längerer Einwirkungsdauer Zellmembranen beschädigen und zu Ermüdungsbrüchen von Makromolekülen und kollagenen Fasern führen.

Die Absorption des Ultraschalls führt zum thermischen Effekt, auf den der Körper mit einer Erweiterung der Kapillargefäße reagiert und somit eine Erhöhung der Durchblu-

tung fördert. Die durch die Beschallung ausgelösten chemischen Vorgänge sind unter anderem die Beeinflussung des Diffusionsvermögens durch Membranen, die Auslösung von Oxidationsprozessen, eine geringe Verschiebung des pH-Wertes in Richtung basisches Milieu. Bei Medikamentengabe kann die Freisetzung pharmakologischer Substanzen gesteigert werden, es kommt zu einem additiven Effekt des Pharmakons und der Ultraschalltherapie.

Aufgrund dieser Reaktionen kommt es zu einer therapeutischen Wirkung von Ultraschall auf Gewebe, welche wiederum eine Schmerz-, Entzündungs- und Beweglichkeitsbeeinflussung nach sich ziehen können. Diese Beeinflussungen sind entweder Sofortwirkungen, d.h. treten unmittelbar mit der Einwirkung von Ultraschall, meist lokal an der Stelle der Applikation auf, oder Spätwirkungen, die mit einer Latenzzeit als systemische Reaktionen des Organismus z.B. im Gefäß- oder neurovegetativen Systems auftreten.

2.2 Aufbau Ultraschalltherapiegeräte

Eine Vielzahl von unterschiedlichen Therapiegeräten wird zurzeit auf dem internationalen Markt angeboten. Der Aufbau dieser Therapiegeräte ist in ihren Basismodulen aber immer gleich. Zur Erzeugung des Ultraschalls benötigt man einen Hochfrequenzgenerator und einen Schallkopf mit einem integrierten piezoelektrischen Material. Der Hochfrequenzgenerator erzeugt eine Wechselspannung, welche auf das Piezoelement übertragen wird. Um eine größere Bandbreite von Anwendungsmöglichkeiten zu erhalten, kann die Anregung des Piezomaterials entweder kontinuierlich oder gepulst erfolgen. Je nach Indikation kann dann am Ultraschalltherapiegerät der entsprechende Modus angewählt werden. Das Pulsieren des Ultraschallbündels hat den Vorteil, dass thermische Effekte unterdrückt werden. Außerdem wird hierbei eine höhere Intensität ermöglicht, die bei der Anwendung von kontinuierlichem Ultraschall schädliche Wirkungen hervorrufen könnte. Diese höhere Intensität ist wahrscheinlich die Erklärung für die nichtthermischen Effekte der pulsierenden Ultraschalltherapie. Aufgrund des Pulsierens des Ultraschallbündels treten die mechanischen Effekte mehr in den Vordergrund. Die Ausgangsfrequenzen der meisten Therapiegeräte beschränken sich auf 1 MHz und 3 MHz, es gibt aber auch Geräte mit einer Behandlungsfrequenz von 800 kHz. Mit diesen Frequenzen und deren Modulationen sind eine Vielzahl von Indikationen behandelbar. In der Regel hat jedes Gerät für jede Frequenz einen separaten Ultraschallkopf.

Die Ultraschallköpfe unterscheiden sich zudem noch in ihrer Größe des Schallkopfes, je nachdem, welche Fläche beschallt werden soll.

Des Weiteren besitzen alle Geräte eine integrierte Schaltuhr, mit der die Behandlungsdauer festgelegt wird und eine Kopplungsanzeige. Der Aufbau von Ultraschalltherapiegeräten ist in folgender Abbildung in einem Blockschaltbild dargestellt.

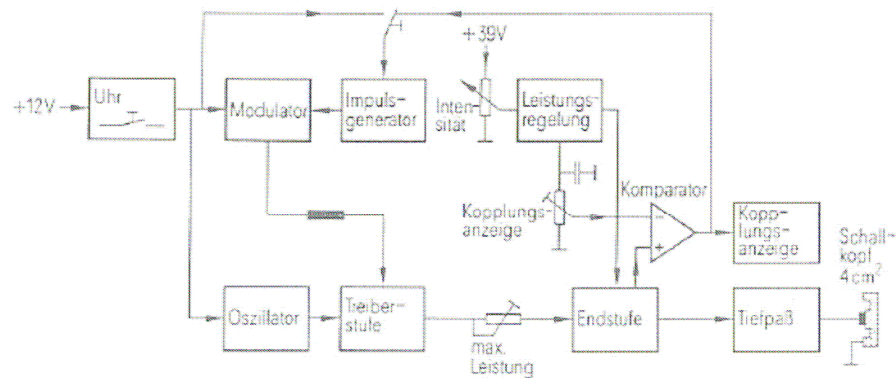


Abb. 2.12 Blockschaltbild eines Ultraschalltherapiegerätes

Die Wandler arbeiten in den meisten Fällen als Dickenschwinger, welche aus dem piezoelektrischen Material Bariumtitanat bestehen und mit einer $\lambda/4$ -Anpassungsschicht versehen sind. Diese wird zur Anpassung des hohen akustischen Widerstandes des Wandlers an den niedrigen Widerstand des Gewebes verwendet [11]. Der Aufbau eines Schallwandlers ist schematisch in Abbildung 2.13 dargestellt.

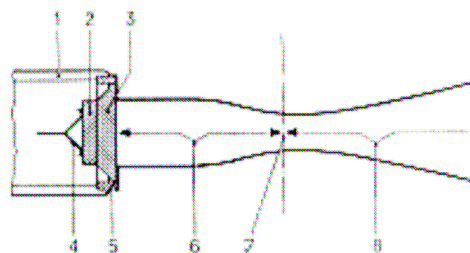


Abb. 2.13 Schematische Darstellung eines Ultraschallapplikators mit Schallstrahlcharakteristik in Form eines Dickenschwingers

- 1: Schallkopfgehäuse, 2: Wandlerkeramik, 3: $\lambda/4$ - Anpassungsschicht, 4: Kontaktfeder, 5: akustische Isolation zum Gehäuse, 6: Nahfeldbereich, 7: Nahfeld/ Fernfeld- Grenze mit natürlichen Fokus, 8: Fernfeld

Die Resonanzfrequenz des Kristalls ist teilweise durch die Dicke b des piezoelektrischen Materials festgelegt, wodurch auch die Frequenz des Ultraschalls bestimmt ist. Das bedeutet darüber hinaus, dass der Schallkopf und das Gerät aufeinander abgestimmt sein müssen, sodass der Schallkopf nicht ohne Eichung für ein anderes Gerät verwendet werden kann. Durch die auf das piezoelektrische Material ausgeübte Wech-

selspannung entstehen Schallwellen, die sich in die benachbarten Medien (z.B. Gewebe) fortpflanzen. Weil das piezoelektrische Material Schallwellen in zwei Richtungen erzeugt, gelangt auch in den Schallkopf Ultraschall („Reboundeffekt“).

Dies ist wegen der im Schallkopf vorhandenen Luft von geringer Bedeutung. Dadurch, dass die Schwingungen des Wandlers auch seitwärts erfolgen, wird Ultraschallenergie auch auf die Seitenwände des Schallkopfes über die Befestigungspunkte des Wandlers abgegeben (Seitenwandemission). Bei längerem Einsatz des Ultraschalls kann die Seitenwandemission beim Therapeuten Schmerzen in der Hand hervorrufen. Das Auftreten solcher Beschwerden hängt auch von der Intensität der Seitenwandemission ab. Deshalb sollte dieser Wert gemessen und für die Apparatur spezifiziert werden.

2.3 Schalleistungsmessverfahren

Damit die Ultraschalltherapie sicher angewendet werden kann, müssen festgelegte Grenzen für die Ultraschallintensität eingehalten werden. Darüber hinaus ist eine Prüfung der Genauigkeit von Leistungs- und Intensitätsregelung am Gerät festgelegt, um die sichere Planung der therapeutischen Maßnahme zu gewährleisten und eine Gefährdung des Patienten auszuschließen. Im folgenden Teil sollen diese Verfahren näher erläutert werden.

2.3.1 Mechanische Verfahren

Die erste mechanische Methode zur Leistungsmessung ist die Schallkraftwaage, welche auch für den Versuch verwendet wird.

Bei älteren Ausführungen der Schallkraftwaage basierte die Messung auf einem mechanischen Messsystem, wie in Abbildung 2.14 gezeigt ist.

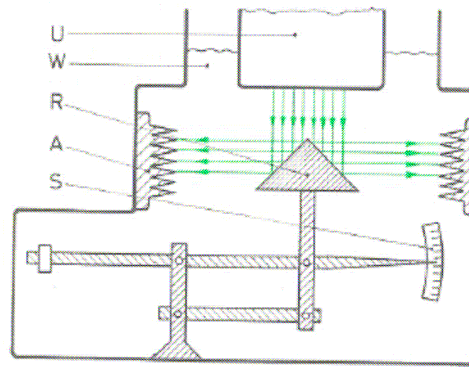


Abb. 2.14 Mechanische Schallwaage zur Messung der Ultraschallleistung

U= Ultraschallwandler; W= entgastetes Wasser; R= Target in Reflektorausführung; A= Absorber; S= Skala

Neue Schallkraftwaagen benutzen zur Messung ein selbstkompensierendes elektrodynamisches Messsystem unter Verwendung eines absorbierenden oder reflektierenden Targets wie in Abbildung 2.15 dargestellt.

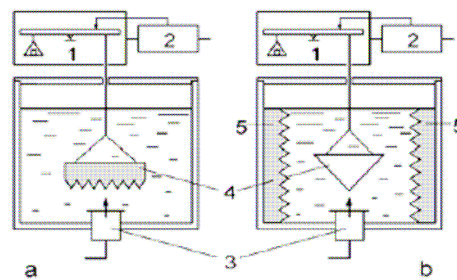


Abb. 2.15 Schematische Darstellung der Schallkraftwaage mit absorbierendem (a) bzw. reflektierendem (b) Target.

1: Waage 2: Waagenelektronik 3: Ultraschallwandler 4: Target 5: seitliche Absorber

Das Target befindet sich in einem Behälter, welcher mit entgastem Wasser gefüllt ist. Der Ultraschallkopf kann sowohl von oben wie von unten auf das Target gerichtet sein. Die auslenkende Kraft F_r des Targets berechnet sich aus der Intensität I , der Schallgeschwindigkeit c des Mediums, einem Faktor für die Reflexionseigenschaften des Targets N und der Fläche A des Schallkopfes bzw. des Target. Die Fläche des Targets wird nur dann benutzt, wenn das effektive Strahlungsareal des Schallkopfes größer ist, als die Targetfläche.

$$F_r = N \cdot \frac{I \cdot A}{c} \quad \text{Gl. 37}$$

N beträgt für einen idealen Absorber 1 und für einen idealen Reflektor 2.

Die Genauigkeit der Waage wird im wesentlichen durch die Eigenschaften des Targets mitbestimmt. Laut DIN EN 61161 werden verschiedene Festlegungen an die Messein-

richtung getroffen. Im Folgenden sollen diese am Beispiel der reflektierenden Schallkraftwaage erklärt werden, da diese auch für den Versuch verwendet wird.

Der Targetdurchmesser muss groß genug sein, um alle wesentlichen Teile des Ultraschallfeldes zu erfassen. Das verwendete Targetmaterial muss bekannte akustische Eigenschaften besitzen und sollte einen höheren Amplitudenreflexionsfaktor als 99 % aufweisen. Zur Vermeidung von stehenden Wellen ist der Messkörper kegelförmig mit einem 45° - Winkel ausgebildet. Das Messgefäß muss mit einem absorbierenden Material ausgekleidet sein, damit die zurückgehende Reflexion nicht zur gemessenen Gesamtleistung beitragen kann [12].

Die Methode eignet sich auch bei Leistungen im μW – Bereich.

Ein weiteres mechanisches Verfahren ist das Kugelradiometer. Diese Anordnung ist besonders für Messungen im horizontalen Schallfeld geeignet. Dabei ist das Target kugelförmig und hängt an einem Faden im Messmedium. Aufgrund des Schallstrahlungsdruckes wird die Kugel wie ein Fadenpendel aus ihrer Ruhelage ausgelenkt. Ist die Auslenkung d klein gegenüber der Pendellänge l , so gilt für die Strahlungskraft F_r mit der Masse m der Kugel und der Fallbeschleunigung g :

$$F_r = \frac{m \cdot g \cdot d}{l} . \quad \text{Gl. 38}$$

Für das Target werden im allgemeinen Stahl- oder Glaskugeln mit einem Durchmesser in der Größenordnung von 1 mm verwendet. Die Genauigkeit des Kugelradiometers liegt bei 3 %.

Das nächste Verfahren, welches bei mittleren Intensitäten mit guter Genauigkeit arbeitet, ist die Auftriebsmethode. Dabei wird die Schallquelle vertikal ausgerichtet und als Target fungiert ein Schwimmer mit einer trichterförmigen Oberfläche als Schallreflektor. Die Strahlungskraft drückt den zylindrischen Schaft des Targets in eine zweite Flüssigkeit mit höherer Dichte. Der entstehende Auftrieb ist der Schallstrahlungskraft äquivalent und kann über die Änderung der Tiefe ermittelt werden.

2.3.2 Thermische Verfahren

Die thermischen Verfahren arbeiten nach den kalorimetrischen Messmethoden in verschiedenen Ausführungen. Diese Methoden sind zur Absolutbestimmung der von einer Schallquelle abgegebenen Gesamtleistung, der mittleren Intensität, der mittleren

Energiedichte und der daraus abgeleiteten Größen geeignet. Das Messprinzip beruht auf der Umwandlung der vom Schallsender in ein Kalorimeter mit einer schalldämpfenden Flüssigkeit eingestrahlten akustischen Energie in Wärme. Der besondere Vorteil dieser Verfahren ist die Unabhängigkeit gegenüber der Frequenz, der Struktur des Schallfeldes und der Art der Modulation. Neben den Kalorimetern zählen auch die Thermosonden, Thermistoren und die cholesterischen Flüssigkeitskristalle zu den thermischen Verfahren.

2.3.3 Elektromechanische Verfahren

Aufgrund der Tatsache, dass der Piezoeffekt umkehrbar ist, können diese Materialien auch zur Messung verwendet werden.

Bei einem Piezowandler wirkt der Strahlungsdruck auf eine Membran. Die dadurch entstehende Kraftwirkung sorgt für eine Ladungsverschiebung im Piezokristall, was wiederum zu einer elektrischen Spannung führt. Die Spannung ist proportional zum Strahlungsdruck der Ultraschallwelle.

Eine weitere bekannte Methode ist das Hydrofon, das zur Messung von Schalldruck und Druckverläufen in Wasser eingesetzt wird.

Die kapazitiven Wandler sind zur Absolutmessung der Amplitude des Schallausschlages bei longitudinalen impulsgetasteten Schallwellen in Flüssigkeiten und Festkörpern geeignet. Das Funktionsprinzip basiert auf der Kapazitätsänderung eines Luftkondensators durch die eingestrahlte Schallwelle.

Ebenfalls zu den elektromechanischen Verfahren gehören elektrodynamische Wandler. Diese dienen der Absolutmessung der Schallschnelle. Diese Wandler bestehen aus einer Spule mit quadratischem Querschnitt, deren Oberseite sich im Feld eines Permanentmagneten befindet. Die einfallende Schallwelle verursacht eine Auslenkung der Spulendrähte mit einer Geschwindigkeit, die der Schallschnelle entspricht. Die Empfindlichkeit der Methode liegt bei Schallintensitäten von einigen 10^{-2} W/m^2 und ist daher für die Eichung von Impulswandlern in der medizinischen Diagnostik geeignet [6].

2.3.4 Optische Verfahren

Optische Verfahren nutzen die örtlichen und zeitlichen Schwankungen des Schalldruckes bei der Ausbreitung aus. Dadurch erzeugt die Ultraschallwelle in einer Flüssigkeit eine Änderung der Brechzahl. Die lokalen Änderungen der Brechzahl sind

dem momentanen Wert des Schallwechseldruckes proportional. Für die Brechzahländerung ergibt sich

$$\Delta n = \left(\frac{\partial n}{\partial p} \right)_{ad} \cdot p \quad \text{Gl. 39}$$

mit Δn als Amplitude der Brechzahländerung, p für den Schallwechseldruck und $(\partial n / \partial p)_{ad}$ als adiabatisch-piezooptischer Koeffizient. Die Änderungen der Brechzahlen können dann über Lichtbeugung am Schallgitter analysiert werden, wie in folgender Abbildung dargestellt ist [6].

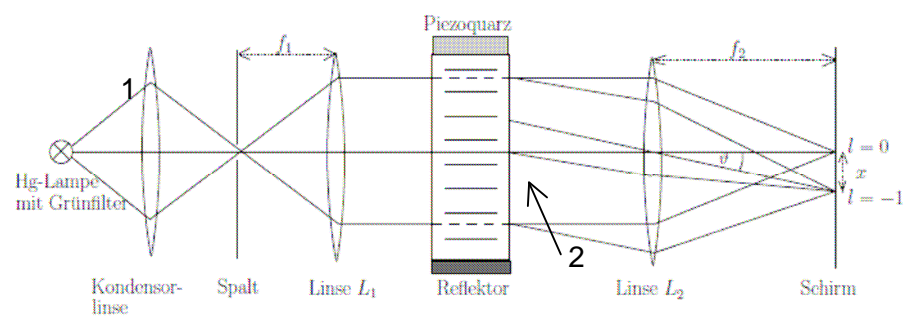


Abb. 2.16 Lichtbeugung am Schallgitter

1= einfallender Lichtstrahl, 2= Schallgitter

2.3.5 Chemische Verfahren

Ein chemisches Verfahren ist die Methode der Ultraschallvibrationspotentiale. In elektrolytischen Lösungen kann es entlang der Ultraschallwelle zur Entstehung von elektrischen Potentialdifferenzen kommen. Die Ursache liegt in den dynamischen Eigenschaften der gelösten Ionen mit verschiedener Ladung. Die Amplitude der entstehenden Wechselspannung hängt linear von der Schallschnelle am Ort der Messung ab [6].

2.4 LabVIEW 2009

LabVIEW (**L**aboratory **V**irtual **I**nstrument **E**ngineering **W**orkbench) ist eine Programmierungsumgebung, mit der man effizient und ökonomisch Programme zur Steuerung von Messgeräten und zur Verarbeitung von Messdaten erstellen kann. LabVIEW enthält eine große Anzahl von Funktionen, die speziell im Bereich der Messdatenerfassung und Messdatenverarbeitung benötigt werden, d.h. in Bereichen, die etwa in der expe-

rimentellen Physik von großer Bedeutung sind. Natürlich kann man mit diesem Programm auch Daten weiterverarbeiten, die nicht mit LabVIEW erfasst wurden. LabVIEW kann ebenfalls zur Simulation von physikalischen Phänomenen eingesetzt werden. Programmiert wird in LabVIEW in der graphischen Programmiersprache „G“. In dieser Programmiersprache ist die Erstellung eines Blockschaltbildes über die Auswahl von verschiedenen grafischen Elementen, die durch „Verdrahtung“ miteinander verbunden werden und wodurch der Signalfluss bestimmt wird, charakteristisch. Ein Programm in LabVIEW wird als Virtuelles Instrument (VI) bezeichnet, da sein Aussehen und die Funktionalität an ein reales Instrument erinnert. Ein Programm besteht aus drei Hauptbestandteilen. Zum Einen das Frontpanel, welches die interaktive Benutzeroberfläche bzw. die Variablenschnittstelle eines VIs bildet. Es simuliert die Frontplatte eines Gerätes mit Knöpfen, Schaltern, Grafiken und vielen anderen Benutzereingaben (controls) und Programmausgaben (indicators). Der zweite Bestandteil ist das Blockdiagramm, welches die Programmierlogik enthält. Das Blockdiagramm ist das tatsächlich lauffähige und ausführbare Programm. Die Bestandteile eines Blockdiagramms sind untergeordnete VIs, vordefinierte Funktionen und Ablaufstrukturen wie zum Beispiel Verzweigungen und Schleifen. Diese Blöcke werden mit Drähten (wires) zweckmässig verbunden. Sie stellen die Variablen dar, welche den Datenfluss im Blockdiagramm und somit den Ablauf des Programmes bestimmen. Der dritte Bestandteil ist das Symbol (Icon) und der Verbinder (connector) eines VIs, welche den Transfer der Daten zu einem anderen VI erlaubt. Das Symbol repräsentiert ein VI im Blockdiagramm eines übergeordneten VIs. Der Verbinder definiert die Ein- und Ausgänge des VIs. Zum Erstellen der Frontpanels und Blockdiagramme stehen Paletten, Werkzeuge und Menüs von LabVIEW zur Verfügung. Ist das Frontpanel aktiv steht einem die Elementpalette (Abbildung 2.17) zur Verfügung. Sie enthält die Bedien- und Anzeigeelemente zur Erstellung der Benutzeroberfläche eines VIs. Je nach ausgewählter Palettenansicht können unterschiedliche Elemente zu sehen sein. Im Blockdiagramm ist die Funktionspalette (Abbildung 2.18) aktiv. Sie enthält die VIs und Funktionen zur Erstellung des Blockdiagramms. Diese sind je nach Typ in verschiedene Unterpaletten aufgeteilt [13].

3. Material und Methoden

3.1 Aufbau Ultraschalltherapiegerät Sonotur 420

Das Ultraschalltherapiegerät Sonotur 420 besteht aus zwei Schallköpfen mit einem effektiven Strahlungsareal von 4 cm^2 und 1 cm^2 . Das effektive Strahlungsareal des Schallkopfes (Effective Radiating Area, ERA) ist ein wichtiger Parameter, der die Intensität bestimmt. Da das piezoelektrische Element nicht gleichmäßig schwingt, ist das ERA immer kleiner als das geometrische Areal des Schallkopfes (Abbildung 3.1). Um die Intensität des Therapiegerätes genau angeben zu können, ist es wichtig, das ERA zu bestimmen, weil die effektive Intensität hiervon abhängt. Ein weiterer Grund für die Bedeutung des ERA liegt darin, dass die Dosierung des Ultraschalls teilweise von dem zu behandelnden Areal abhängig ist. Deshalb sollte das ERA gemessen und angegeben werden [4].

Das Ultraschalltherapiegerät lässt sich je nach Behandlungszweck im Dauer- als auch im Impulsbetrieb schalten und besitzt eine feste Frequenz von 800 kHz, welche das piezoelektrische Material Bariumtitanat im Schallkopf zu Schwingungen anregt.

Die Seitenwandemission der Schallköpfe des Sonotur Gerätes ist auf $< 10 \text{ mW/cm}^2$ reduziert. Verschiedene Sicherheitsbehörden wie z.B. das Deutsche Institut für Normung nennen $< 100 \text{ mW/cm}^2$ als akzeptablen Wert [14].

Das Gerät Sonotur 420 erlaubt eine Einstellung der Intensität von 0 bis 2 W/cm^2 für kontinuierlichen und 3 W/cm^2 für pulsierenden Ultraschall.

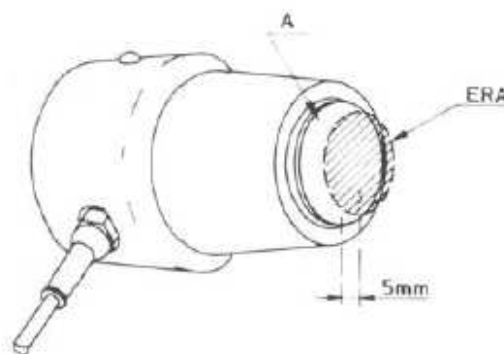


Abb. 3.1 Darstellung des geometrischen Areals (A) und des effektiven Strahlungsareals (ERA)

Für den Impulsbetrieb lassen sich vier verschiedenen Tastverhältnisse von 1:9; 2:8; 3:7; 5:5 einstellen. Das Tastverhältnis bestimmt das zeitliche Verhältnis von Impuls- zur

Pausendauer. Das heißt, bei einem eingestellten Tastverhältnis von 5:5 würde die Hälfte der eingestellten Intensität an das Gewebe appliziert werden. Des Weiteren besitzt das Gerät eine Schaltuhr zum Einstellen der Therapiezeit von 1-30 min. Ist die Therapiezeit abgelaufen, ertönt ein Signalton und das Gerät wird automatisch ausgeschaltet. Der Kopplungszustand des Schallkopfes wird durch die Leuchtdiode am Schallkopfgehäuse und durch die Leuchtdioden der Ankoppelanzeige am Sonotur 420 angezeigt. Bei mangelhafter Ankopplung des Schallkopfs sind die LEDs aus und die Einspeisung von Ultraschall ins Gewebe ist unterbrochen.

Die komplette Vorderansicht des Gerätes Sonotur 420 ist in nachfolgender Abbildung dargestellt.

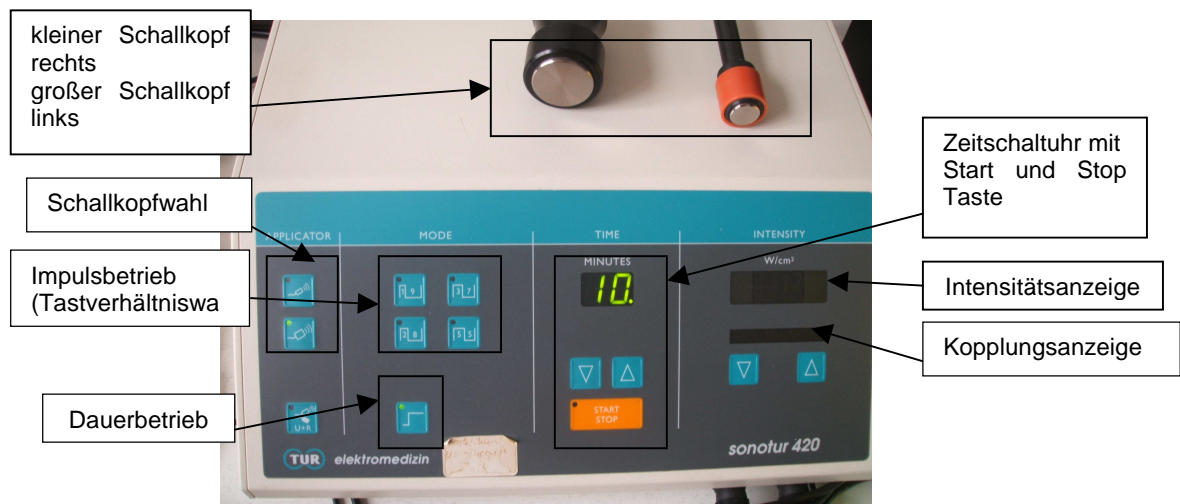


Abb. 3.2 Vorderansicht des Ultraschalltherapiegerätes Sonotur 420 mit den zwei zur Verfügung stehenden Schallköpfen

3.2 Schallkraftwaage Modell UPM-DT-1 & 10AV

3.2.1 Aufbau

Die verwendete Schallkraftwaage, Model UPM-DT-1 & 10AV von der Firma ohmico, wurde zur Messung der Ultraschallleistung von therapeutischen und diagnostischen Schallwandlern bis zu 30 W entworfen. Dieses Modell wurde für die Realisierung dieser Bachelorarbeit aus mehreren Gründen verwendet. Zum Ersten war sie bereits zu Beginn der Bachelorarbeit vorhanden und sollte auch dafür verwendet werden. Des Weiteren erfüllt die Schallkraftwaage der Firma ohmico alle Anforderungen, um eine

genaue Messung zu gewährleisten, d.h. der Anzeigebereich ist empfindlich genug, um auch bei geringen Intensitäten eine Leistung zu messen. Zum Zweiten verfügt die Waage über weitere Einstellungen, um auch andere Messungen bzw. Meßgrößen im Bezug auf Ultraschall zu untersuchen wie z.B. die Schallkraft.

Die Schallkraftwaage ist zusammengebaut aus einer Präzisionswaage der Firma Ohaus (Modell AV213) mit einem kapazitiven Messverfahren und dem Anbau der Firma ohmico. Das Messverfahren arbeitet auf Basis der Veränderung der Kapazität eines Kondensators. Bei dieser Waage wird die Kapazitätsänderung infolge des Durchbiegens einer Membran und der damit resultierenden Änderung des Plattenabstandes als Sensoreffekt ausgewertet. Die Membran wird hierbei als Kondensatorplatte ausgebildet. Da die Kapazitätsänderungen relativ klein sind ist eine geeignete Verarbeitungselektronik mit hoher Empfindlichkeit integriert.

Der Anbau besteht aus einem schwarzen Gestell mit einer mechanischen Hebelkonstruktion zur Kraftübertragung auf die Waage, ein kegelförmiges und poliertes Aluminiumtarget, einem Messbehälter aus Gummi, der Halterung für den Wandler sowie einem Kalibriergewicht. Weitere Eigenschaften der Waage befinden sich im Anhang 1.

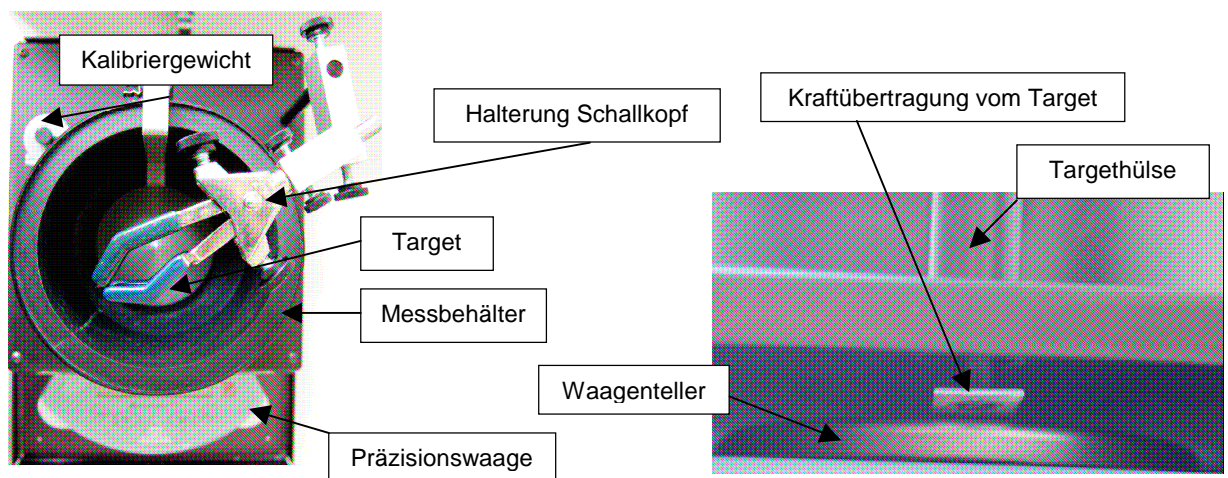
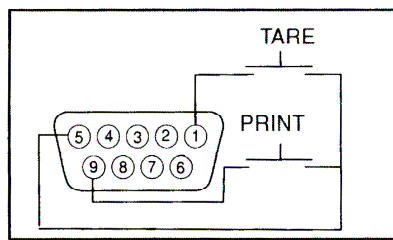


Abb.3.3 Bestandteile Waage

Draufsicht links mit Messbehälter, Schallkopfhalterung (Hersteller), Target und Kalibriergewicht
Rückansicht rechts mit Targethülse und Mechanismus zur Kraftübertragung vom Target auf den Waagenteller

Über die an der Rückseite der Waage befindliche serielle Schnittstelle können die Messwerte an einen Drucker oder einen Computer gesendet werden. Mit einem zusätzlichen Programm ist es möglich, die Waage über die Schnittstelle anzusteuern. Die RS232-Schnittstelle wurde für die Übertragung der Werte in das erstellte LabVIEW-Programm verwendet. Da die Waage aus den Vereinigten Staaten kommt,

Programm verwendet. Da die Waage aus den Vereinigten Staaten kommt, war nicht sicher, ob die Pinbelegung des RS232-Kabels mit der Schnittstelle am Computer harmoniert. Die Pinbelegung der Waage und die Bedeutung sind in Abbildung 3.4 bzw. in Tabelle 3.1 gezeigt. Die Überprüfung der Kommunikation zwischen der Waage und dem Computer erfolgte in einem ersten Versuch mit der Software Hyper Terminal.



COM1 Pin Connections	
1	– Remote Tare
2	– TxD
3	– RxD
4	– DSR
5	– Ground
6	– DTR
7	– CTS
8	– RTS
9	– Remote Print

Abb. 3.4 Pinbelegung der Waage

Tabelle 3.1 Bedeutung der Pinbelegung

	Bedeutung
Remote Tare= DCD	Erkennen von einlaufenden Daten und Weitergabe an die Dateneinrichtung
TxD	Leitung für ausgehende Daten
RxD	Leitung für eingehende Daten
DSR	mit High-Pegel wird der Gegenstelle die Einsatzbereitschaft signalisiert
Ground	Signalmasse
DTR	Signalisieren der Betriebsbereitschaft an die Gegenstelle
CTS	Sendeerlaubnis
RTS	Sendeanforderung
Remote Print= RI	der Dateneinrichtung den Aufbau einer Datenverbindung signalisieren

3.2.2 Messbedingungen

Zum Messen wird die Schallkraft bzw. der Schallstrahlungsdruck benutzt. Der Messbehälter wird mit entgastem Wasser gefüllt und das Target wird in der dafür vorgesehene Halterung angebracht. Um stärkere Schallreflexionen zwischen Schallkopf und Haut in der Praxis zu vermeiden, werden Ankopplungsmedien verwendet. Im medizinischen Betrieb werden dafür spezielle Ultraschallgele verwendet, weil Wasser wegen der geringen Viskosität unpraktikabel ist. Im Forschungsprojekt ist Wasser aber ein sehr geeignetes Medium, da die Ausbreitung in Wasser ungefähr der in Gewebe entspricht,

weil der Körper ca. zu 60-70 % aus Wasser besteht. Die Ultraschallabschwächung kann in Wasser als ein Mindestmaß der im Körper vorgefundenen Abschwächung angenommen werden. Entgastes Wasser ist nötig, um die Entstehung von Kavitationen im Messbehälter und am Target zu verringern. Diese Kavitationen können zu einer Beeinträchtigung der Genauigkeit bei der Schallleistungsmessung führen, wenn sich mehr als fünf Sauerstoffteilchen pro Million Wasserteilchen im Wasser befinden [15]. Für eine zweckmäßige Messung sollte eine Wassertemperatur von 24°C (+/- 3°C) verwendet werden. Der Schallwandler wird zentriert über das Target ausgerichtet und sollte sich ca. 3-6 mm im Wasser befinden. Die vom Schallwandler ausgesendete Ultraschallwellen treffen auf das reflektierende Target. Das Target ist so konstruiert, dass es einen größeren Amplitudenreflexionsfaktor von 99% aufweist und die Ultraschallwellen im 90° - Winkel reflektiert werden. Die reflektierten Ultraschallwellen werden anschließend von der Gummiauskleidung fast vollständig absorbiert. Laut DIN EN 61161 darf die vom Messbehälter zurückkehrende Reflexion nicht mehr als 1% zur gemessenen Gesamtleistung beitragen. Die auf das Target wirkende Kraft wird über einen Hebelmechanismus auf die Messfläche der Präzisionswaage übertragen. Über ein kapazitives Messverfahren wird die Ultraschallleistung in der Waage ermittelt und ist direkt proportional zur auftreffenden Ultraschallkraft. Die Prüfzeit sollte vor allem bei hohen Intensitäten und andauernder Beschallung auf 5 Minuten begrenzt werden, um das Entstehen von Kavitationen und Temperaturerhöhungen des Messmediums bzw. des Gewebes zu vermeiden. In Tabelle 3.2.2 sind die Temperaturerhöhungen pro Minute bei vier unterschiedlichen Intensitäten und zwei Ultraschallfrequenzen, in Gewebe aufgelistet [16].

Tabelle 3.2 Temperaturerhöhung pro Minute in Gewebe bei zwei Ultraschallfrequenzen und unterschiedlichen Intensitäten

	<u>1 MHz</u>	<u>3 MHz</u>
0,5 W/cm ²	0,04 °C	0,3 °C
1,0 W/cm ²	0,16 °C	0,58 °C
1,5 W/cm ²	0,33 °C	0,89 °C
2,0 W/cm ²	0,38 °C	1,40 °C

3.3 Konstanzprüfung Schallkraftwaage

3.3.1 Mit Gewicht

Die Konstanzprüfung der Schallkraftwaage wurde ohne Schallkopf sondern mit einem konstanten Gewicht von 1 g durchgeführt, welches im Intervall von einer Minute gemessen wurde. Dabei dauerte eine Messreihe 30 min mit einer dazwischenliegenden Pause von ca. 30 min. Es wurden vier Messreihen aufgenommen, um festzustellen, ob die Schallkraftwaage eine Warmlaufphase benötigt, um die beobachtete Messwertabnahme zu minimieren.

Dazu wurde der Messbehälter mit 850 ml Wasser gefüllt, das Target in die Targethülse gesteckt und das Gewicht auf den Targetarm plziert.

Danach wurde das erste stabile Gewicht im Gewichtsmodus, angezeigt durch die Stabilitätsanzeige der Waage, als Referenzgewicht aufgenommen. Mit einer Stoppuhr wurde eine Minute gewartet, um den nächsten Messwert zu dokumentieren. Nach Aufnahme aller 31 Messwerte wurde das Messgewicht entfernt, die Waage genullt und 30 min im eingeschalteten Zustand pausiert. Danach wurde die zweite Messreihe mit der selben Vorgehensweise aufgenommen. Insgesamt sind vier Messreihen mit einem Gewicht von 1 g aufgenommen worden.

3.3.2 Mit Ultraschall

Bei dieser Messvariante wurde der Messbehälter ebenfalls mit 850 ml Wasser gefüllt und der große Schallkopf in eine provisorische Halterung (Abbildung 3.5) gespannt und so gut es ging zum Target und zur Wasseroberfläche ausgerichtet.

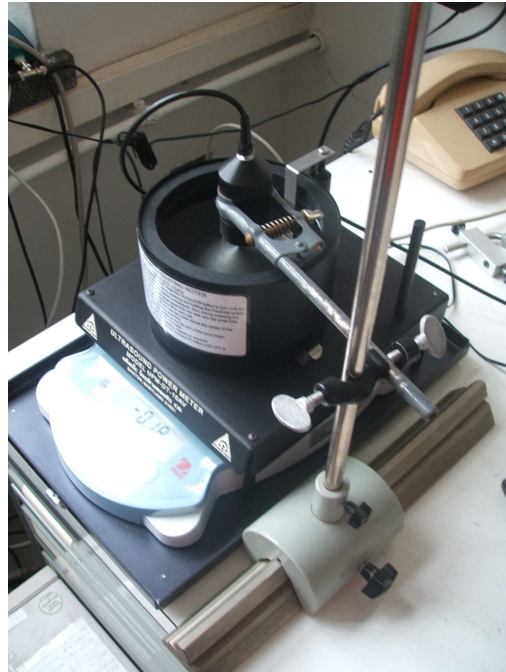


Abb. 3.5 Messanordnung für die Konstanzüberprüfung der Schallkraftwaage mittels Ultraschall

Es wurde ebenfalls im Gewichtsmodus gemessen um die Messwertschwankungen zu minimieren und eher einen stabilen Wert zu registrieren. Zusätzlich ist die Display-Hold-Funktion der Waage genutzt worden, welche den ersten stabilen Messwert „einfriert“. Um die Schalleistung zu erhalten, wurde zu dem Messwert der Faktor 14,65 multipliziert. Der Faktor ist vor den Messungen mit einem 1 g Gewicht ermittelt worden. Den theoretischen Kurvenverlauf der Leistung, welchen man zum Vergleich braucht, wurde ermittelt, indem man die eingestellte Leistung durch das effektive Strahlungsareal des großen Schallkopfes dividiert.

Die erste Messreihe wurde so aufgenommen, dass zuerst die Intensität von $0,0 \text{ W/cm}^2$ gemessen und dokumentiert wurde. Anschließend ist die Intensität in $0,2 \text{ W/cm}^2$ -Schritten bis zu 2 W/cm^2 erhöht und der dazugehörige Messwert aufgeschrieben worden.

Vor Beginn der Messreihe 2, wurde eine ca. 30-minütige Pause im eingeschalteten Zustand der Geräte und ohne Neupositionierung der Schallkopfhalterung mit anschließender Nullung vorgenommen. Danach ist die Messreihe 2 in der selben Vorgehensweise wie Messreihe 1 aufgenommen worden. Nach Aufnahme der Messwerte von Messreihe 2 wurden alle Geräte, also Schallkraftwaage und Ultraschalltherapiegerät, für eine Stunde ausgeschaltet. Danach begann Messreihe 3 nach der selben Vorgehensweise wie Messreihe 1 und 2.

3.4 Methodik der zwei erstellten Programmierstrukturen

Die beiden erstellten LabVIEW – Programme wurden, wie schon erwähnt, mit LabVIEW 2009 von National Instrument programmiert. Da aus Zeitgründen das erste Programm nicht komplett fertiggestellt werden konnte, wurde unter Verwendung der VIs von der Firma Ohaus das zweite Programm erstellt. Sie unterscheiden sich nur in der Art und Weise der Programmierung zur Kommunikation mit der Waagenschnittstelle und mit den damit verbundenen Eigenschaften. Die Bedienoberfläche, also das Frontpanel, ist bei beiden Methoden gleich aufgebaut. Die erste Variante zum Auslesen der Schnittstelle wurde in Eigenarbeit erstellt. Dafür wurde die Palette mit den seriellen VIs von LabVIEW benutzt.

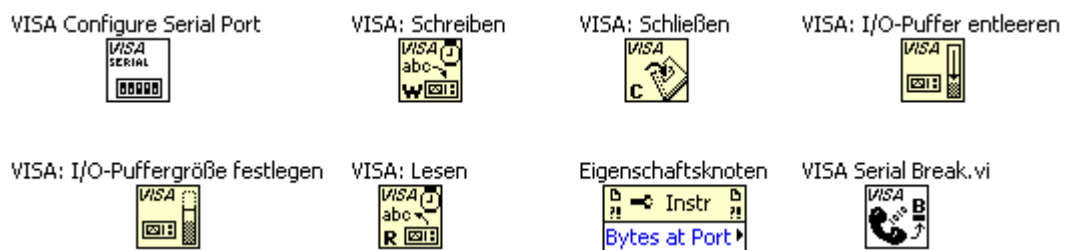


Abb. 3.6 Funktionen der Palette „Seriell“

Das komplette Programm ist in Abbildung 3.7 abgebildet und soll im Folgenden erklärt werden.

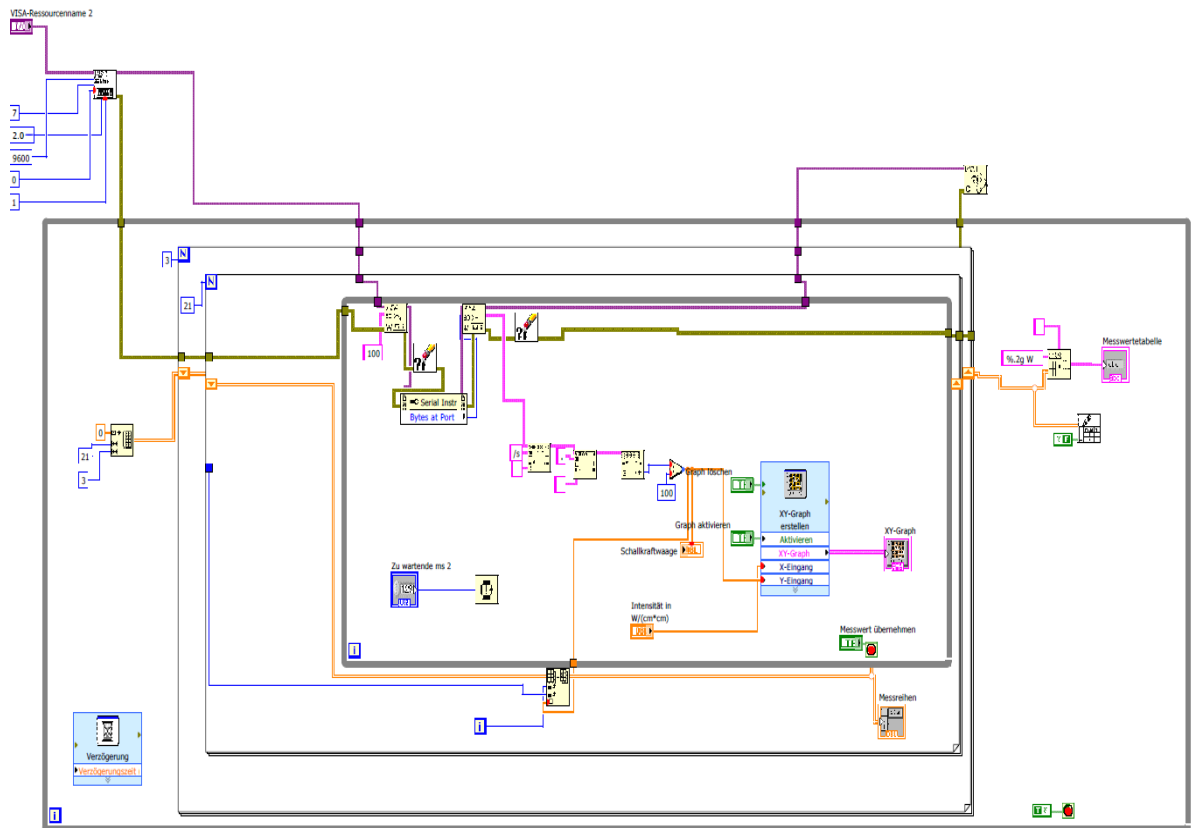


Abb. 3.7 Komplettes Blockdiagramm der ersten erstellten Programmes

Als erstes musste die serielle Schnittstelle in LabVIEW konfiguriert werden. Dazu wurde die Funktion „VISA: Seriellen Anschluss konfigurieren“ verwendet. Diese Funktion initialisiert die gewählte Schnittstelle mit den angegebenen Eigenschaften. Damit die Daten vom Empfänger richtig interpretiert werden können, müssen Sender und Empfänger auf die gleiche Baudrate (Übertragungsgeschwindigkeit in Bit/s) eingestellt werden. Nach einem Startbit werden die eigentlichen Daten in Form von 7 oder 8 Datenbits übertragen. Danach kann ein Paritätsbit folgen. Ein Paritätsbit ist ein Prüfbit, dass an eine Bitfolge eines Übertragungscode angehängt wird, um Übertragungsfehler zu erkennen. Das Ende eines übertragenen Zeichens wird durch ein oder zwei Stoppbits signalisiert. Zur weiteren Kommunikation muss ein Handshake-Mechanismus (Ablaufsteuerung) der RS232-Schnittstelle eingestellt werden. Über diesen Handshake-Mechanismus signalisieren sich Sender und Empfänger gegenseitig, ob sie zum Austausch von Daten bereit sind. Es wurden folgende Einstellungen gewählt, damit die Kommunikation gewährleistet ist:

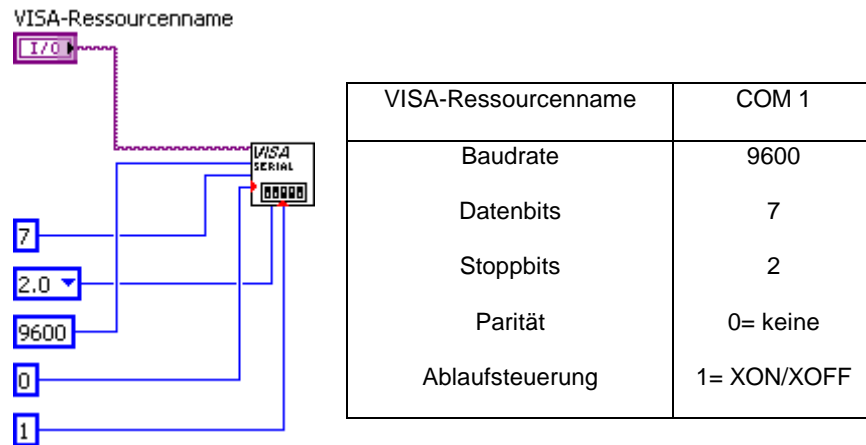


Abb. 3.8 Funktion „VISA: seriellen Anschluss konfigurieren“

Die nächsten Bestandteile wurden in einer While-Schleife eingebaut. Die While-Schleife führt das Diagramm im Rahmen wiederholt aus bis der boolesche Wert der Abbruchbedingung den Wert FALSE hat. LabVIEW kontrolliert den Wert am Ende jedes Schleifendurchgangs, im Falle eines TRUE-Wertes wird ein neuer Durchgang gestartet.

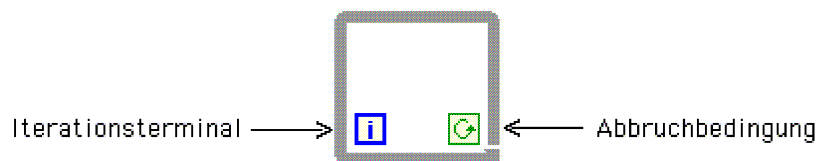


Abb. 3.9 Die While-Schleife

Der erste Bestandteil innerhalb der While-Schleife ist die Funktion „VISA: Schreiben“. Diese schreibt die in der Eingangszeichenkette erhaltenen Daten von der Schnittstelle. Die String-Konstant (rosa) gibt den Schreibpuffer an und enthält die Daten, die weitergegeben werden sollen. Da bei der Übergabe der Werte es öfter vorkam, dass immer wieder Fehlermeldungen entstanden sind, wurde die Funktion „Fehler löschen“ eingefügt.



Abb. 3.10 Funktion „Fehler löschen“

Dieses VI behandelt einen Fehler wie eine Normalbedingung, was dazu führt, dass das Programm nicht unterbrochen wird. Diese Funktion kann aber nur bei „harmlosen“, d.h. bei Fehlermeldungen die nicht durch grobe Programmierfehler entstanden sind, eingesetzt werden.

Als nächstes wurde der Eigenschaftsknoten „VISA: Bytes am seriellen Anschluss“ eingearbeitet. Ein Eigenschaftsknoten dient zum Festlegen und Abfragen von Eigenschaften und Methoden. Dieser Eigenschaftsknoten gibt die Anzahl der Bytes an, die aktuell im Eingangspuffer der angesprochenen seriellen Schnittstelle stehen.

Diese Bytes werden für die Funktion „VISA: Lesen“ benötigt. In dieser Funktion werden die Bytes von der seriellen Schnittstelle ausgelesen und am Lesebuffer ausgegeben. Unter bestimmten Bedingungen, z.B. Erreichen des Pufferendes, Erreichen eines Endzeichens oder Timeout, gibt die Funktion eine Fehlermeldung weiter, welche aber wieder mit „VISA löschen“ beseitigt werden kann.

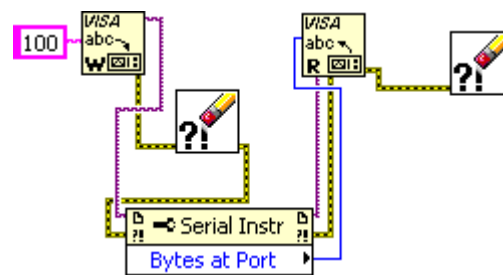


Abb. 3.11 Funktionen „VISA: Schreiben“ mit String-Konstanten, „VISA: Lesen“, dem Eigenschaftsknoten „VISA: Bytes am seriellen Anschluss“ und die beiden Funktionen „Fehler löschen“

Da der Wert am Lesebuffer Zeichen enthält, die nicht für die Umwandlung eines Strings in eine Dezimalzahl gelesen werden können, mussten diese Zeichen herausgefiltert werden. Dies geschieht mit der Funktion „String suchen und ersetzen“. Dabei wird ein „String“, beginnend bei Offset, auf die angegebenen Zeichen im Anschluss „nach String suchen“ geprüft. Der erste Treffer wird durch den String im Anschluss „String ersetzen“ ersetzt. Der „Ergebnis-String“ wird sofort wieder in eine weitere „String suchen und ersetzen“-Funktion geführt um weitere Zeichen zu ersetzen. Zusammen wurden die Zeichen „/s und „.“ durch Leerzeichen im String ersetzt. Denn nur jetzt kann der reine Dezimalstring über die Funktion „Dezimal-String nach Zahl“ konvertiert werden. Da die entstandene Dezimalzahl aber kein Komma besitzt, wird diese Dezimalzahl mit der Numerischen Funktion „Dividieren“ durch 100 geteilt, damit der an der Waage angezeigte und der übermittelte Wert gleich ist.

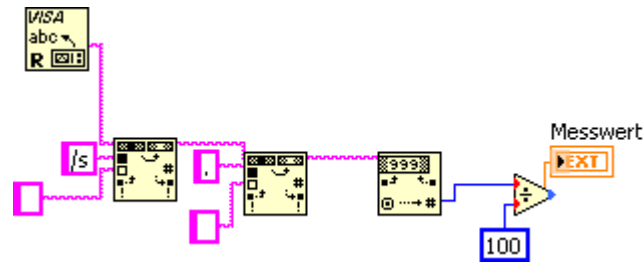


Abb. 3.12 Funktionen zum herausfiltern von Zeichen, die bei der Umwandlung des übermittelten Strings, von der Funktion „VISA: Lesen“, in eine Dezimalzahl störend sind

Damit das Programm schlüssig ist, muss die Funktion „VISA Schließen“ außerhalb der While-Schleife platziert werden. Dadurch wird eine Geräte-Session oder ein über VISA-Ressourcenname angegebenes Ereignisobjekt geschlossen.



Abb. 3.13 Funktion „VISA: Schließen“

Bei der zweiten Variante wurde das LabVIEW-Programm von der Firma Ohaus heruntergeladen, welches zum kompletten Steuern der Waage von einem Computer aus dient. Da viele dieser Funktionen für den Messplatz irrelevant sind, konnte das Programm minimiert werden, so dass nur noch die Ansteuerung der Schnittstelle übrig geblieben ist.

Diese besteht aus vier Sequenzstrukturen und Sub-VIs von der Firma Ohaus. Mit der Sequenzstruktur ist es möglich, die exakte Reihenfolge der Abarbeitung der Programmteile festzulegen. Eine Sequenzstruktur führt zuerst den Rahmen 0 aus, gefolgt von Rahmen 1, dann Rahmen 2, bis der letzte Rahmen ausgeführt wird. Erst wenn der letzte Rahmen ausgeführt wurde, verlassen die Daten die Struktur.

Der Rahmen 0 dient dem Initialisieren der seriellen Schnittstelle und legt die Eigenschaften für die Kommunikation fest. Das Sub-VI „Serial Port“ ist dabei für die Initialisierung verantwortlich und überprüft durch Ausgabe eines Fehlercodes an die Funktion „ungleich 0“, ob ein Fehler an der Schnittstelle besteht. Sollte ein Fehler in Form eines Fehlercodes vorliegen, wird dieser durch die symbolische LED-Anzeige auf dem Frontpanel deutlich gemacht.

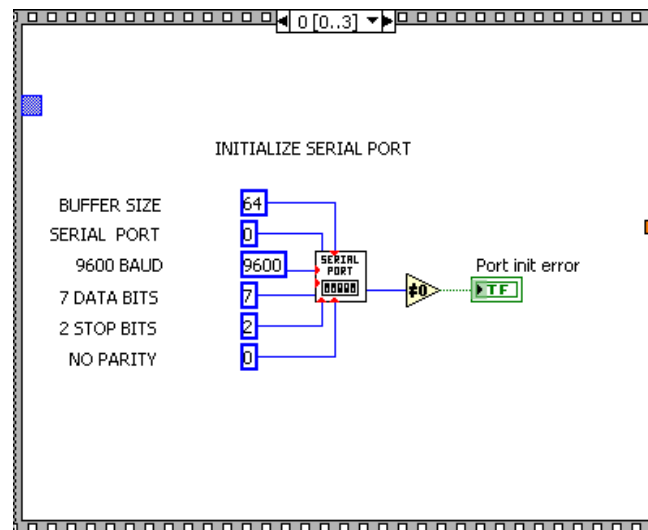


Abb. 3.14 Sequenzrahmen 1: Seriellen Port initialisieren

Im nächsten Rahmen wird mit dem Sub-VI „Auf seriellen Port schreiben“ festgelegt, wie die Waage den Anzeigewert druckt. Dazu wird an dem Sub-VI „Auf seriellen Port schreiben“ die Portnummer und der zu schreibende Befehl angelegt. In diesem Programm ist die Portnummer 0 und der zu schreibende Befehl lautet „IP“. Durch den Befehl „IP“ wird das Anzeigegewicht sofort gedruckt, egal ob es stabil oder instabil ist (weitere Ansteuerbefehle der Waage im Anhang 2). Mit der Funktion „Warten“ im unteren rechten Bereich des Rahmens, wird der angezeigte Messwert mit dem gedruckten Wert synchronisiert.

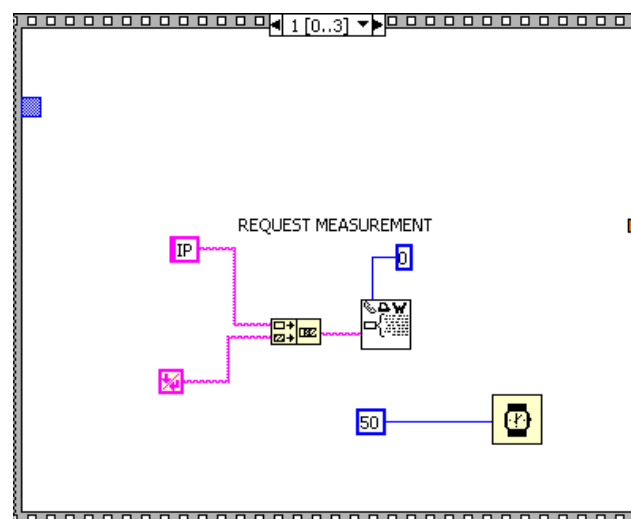


Abb. 3.15 Sequenzrahmen 2: Befehl an Schnittstelle übermitteln

Im Rahmen Nummer 2 wird die Anzahl der Bytes im Eingangspuffer des über die Portnummer bezeichneten seriellen Schnittstelle durch das Sub-VI „Byte am seriellen

Port“ an den nächsten Rahmen ausgegeben. Die sich in der While-Schleife befindlichen Funktionen dienen der zeitgesteuerten Ausgabe der Bytes an den Rahmen 3. Für die Weiterleitung von Daten aus einem Rahmen in einen anderen wird eine lokale Sequenz-Variable (blauer Pfeil an der linken Seite des Rahmens) benötigt. Zeigt der Pfeil nach außen, ist der Anschluss dieser Variable eine Datensenke, ist der Pfeil nach innen gerichtet, handelt es sich um eine Datenquelle.

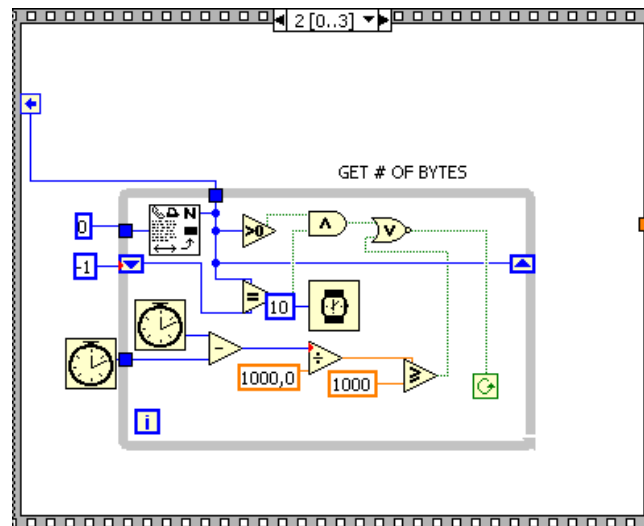


Abb. 3.16 Sequenzrahmen 3: Übermitteln der Bytes im Eingangspuffer

Das Sub-VI „Von seriellen Port lesen“ liest von der in Portnummer festgelegten Schnittstelle die durch „Angeforderte Byteanzahl“ aus Rahmen 2, die festgelegte Zeichenzahl. Da der Ausgabe-String Zeichen enthält, die für die Umwandlung in eine Dezimalzahl störend sind, müssen diese Zeichen wieder entfernt werden. Dies geschieht wie schon bei der Variante eins mit der Funktion „String suchen und ersetzen“. Es wurden die Zeichen „/s“ und „.“ aus dem String gelöscht. Nach der Umwandlung des gereinigten Strings in eine Dezimalzahl, wird der Wert durch 100 dividiert, um den tatsächlichen Messwert zu erhalten.

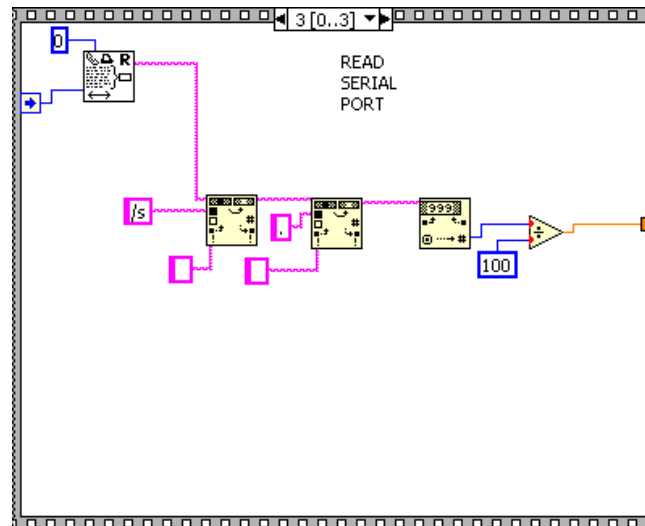


Abb. 3.17 Sequenzrahmen 4: Lesen der Bytes für die benötigte Zeichenzahl und Filtern des Messwertes

Die Benutzeroberfläche bzw. das Frontpanel zum Anzeigen der gemessenen Werte und zur Darstellung der Werte in einem Diagramm ist bei beiden Programmmethoden gleich und wurde wie folgt realisiert. Es sollten die Werte für drei Messreihen aufgenommen, in einer Tabelle gegenübergestellt und in einem Diagramm für die jeweilige Messreihe graphisch dargestellt werden. Für die Programmierung der Tabelle musste ein Array erzeugt werden, welches aus 21 Zeilen und 3 Spalten besteht. Dieses Array wurde durch zwei ineinandergeschachtelten For-Schleifen erzeugt. Eine For-Schleife führt den Code innerhalb n-mal aus.

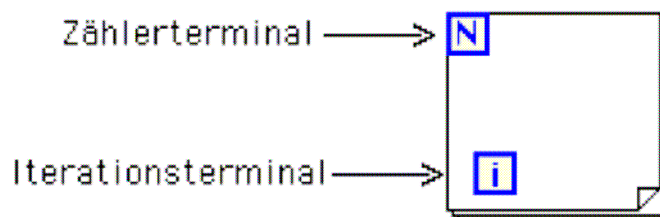


Abb. 3.18 For- Schleife

Durch das Zählerterminal der äußeren For-Schleife werden die Spalten und durch das inneren Zählerterminal werden die Zeilen bestimmt. Dafür muss eine numerische Konstante mit dem jeweiligen Betrag an den Zählerterminal angeschlossen werden. In der inneren

For-Schleife liegt die Programmierung zum Auslesen und Übertragen des Wertes von der Schnittstelle, umgeben von einer While-Schleife. Zusätzlich wurde in den letzten Rahmen der „gestapelten Sequenzstruktur“ in einer While-Schleife der Graph, das Messinstrument Schallkraftwaage und die Schaltfläche „Intensität“ erzeugt (siehe Abb.

3.19). Die While-Schleife dient dazu, durch einen erzeugten Button an der Schleifenbedingung, den übertragenen Wert zu schreiben und damit an das Messinstrument, an den Graph und nach außen zu den For-Schleifen zu leiten.

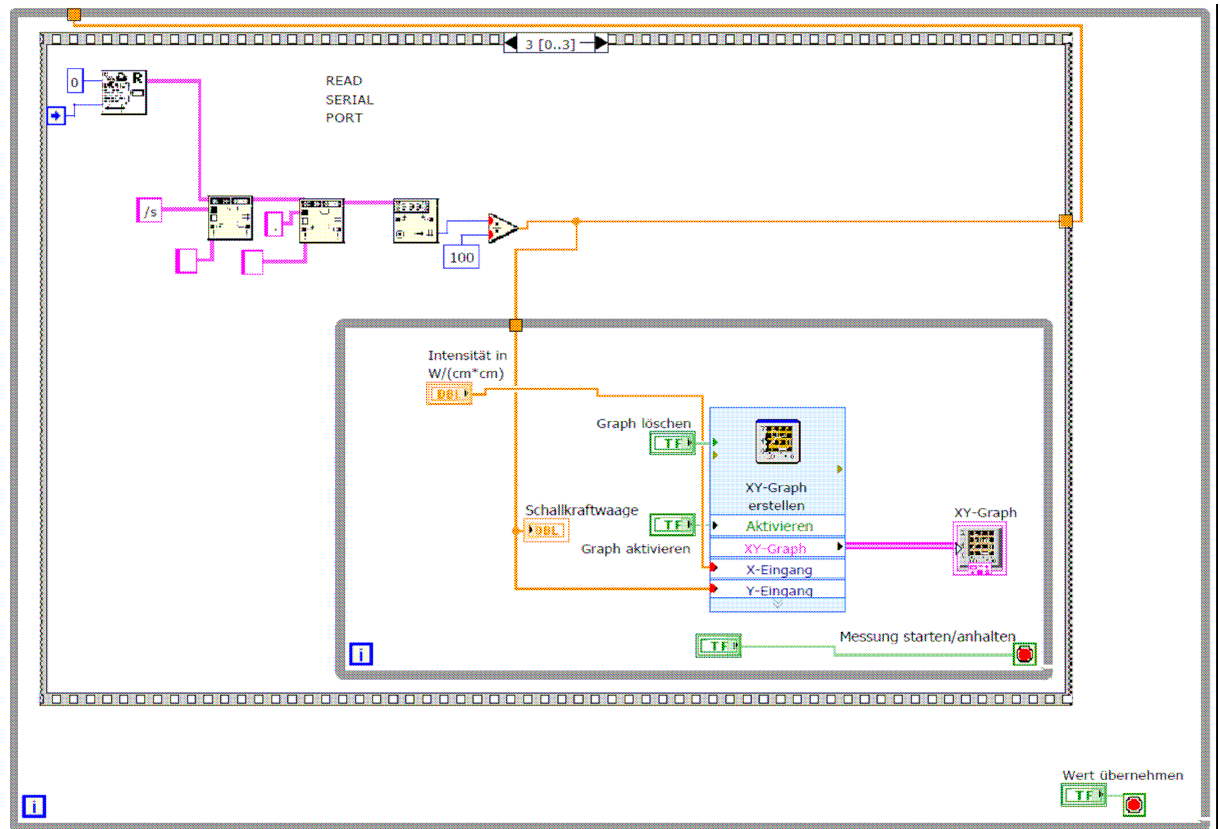


Abb. 3.19 Gestapelte Sequenzstruktur und Anzeigeelemente innerhalb der äußeren While-Schleife

Um den Messwert an die entsprechende Stelle im Array zu senden bzw. beschreiben zu können, wurde außerhalb der äußeren For-Schleife die Funktion „Array initialisieren“ erzeugt. Diese Funktion erzeugt ein n-dimensionales Array, in dem jedes Element auf den Wert von Element initialisiert wird. In diesen Fall werden wie schon gesagt 2 Dimensionen benötigt, die für die Zeilen und Spalten stehen und auf den Wert 0 initialisiert werden. In der inneren For-Schleife befindet sich die Funktion „Teil-Array ersetzen“. Diese ersetzt an der durch Index angegebenen Stelle ein Element oder einen Teil eines Arrays. Für den Index 0 und 1 wurden die Iterationsanschlüsse der beiden For-Schleifen benutzt. Dadurch wird der Wert im Array durch den jeweiligen Schleifendurchgang festgelegt. Um den Wert von einem Durchlauf in den nächsten zu übernehmen, wurden Schieberegister an den beiden For-Schleifen angebracht. Ein Schieberegister besteht aus zwei Anschlüssen, die sich an den Längsseiten der Schleife gegenüberliegen. Der Anschluss an der rechten Seite der Schleife (durch einen Pfeil

nach oben gekennzeichnet) speichert die Werte jedes Durchlaufs. Der im rechten Anschluss gespeicherte Wert des Schieberegisters wird daraufhin an den Anschluss auf der linken Seite übergeben. Der Wert am linken dient nun als Ausgangswert für die nächste Iteration. Dieser Vorgang wird bis zum Ausführungsende der Schleife wiederholt.

Nachdem die Schleife ausgeführt wurde, gibt der rechte Schleifenanschluss den letzten Wert des Schieberegisters aus. Im Anzeigeelement „Messreihen“, werden die Werte auf dem Frontpanel in der jeweiligen Zeile und Spalte angezeigt. Zum Bearbeiten der Messwerte, sollten diese noch in eine Excel-Datei geschrieben werden. Dafür wurde das VI „In Tabellenkalkulationsdatei schreiben“ verwendet. Es ist so eingestellt worden, dass nach Aufnahme aller Messwerte in das Array „Messreihen“ sich ein Dialogfenster öffnet, in dem man den Pfad angeben muss, in der die Excel-Datei gespeichert werden soll. Mit der Funktion „Array nach Tabellen-String“ werden die Messwerte genau so angezeigt, wie sie auch in die Excel-Datei übertragen werden. Der Format-String legt dabei das Anzeigeformat fest. Mit der Bezeichnung „%.2g W“ werden Werte mit zwei Nachkommastellen angezeigt, welche mit der Einheit Watt (W) bezeichnet sind. Die komplette Programmstruktur mit Bezeichnung ist in Abbildung 3.20 zu sehen.

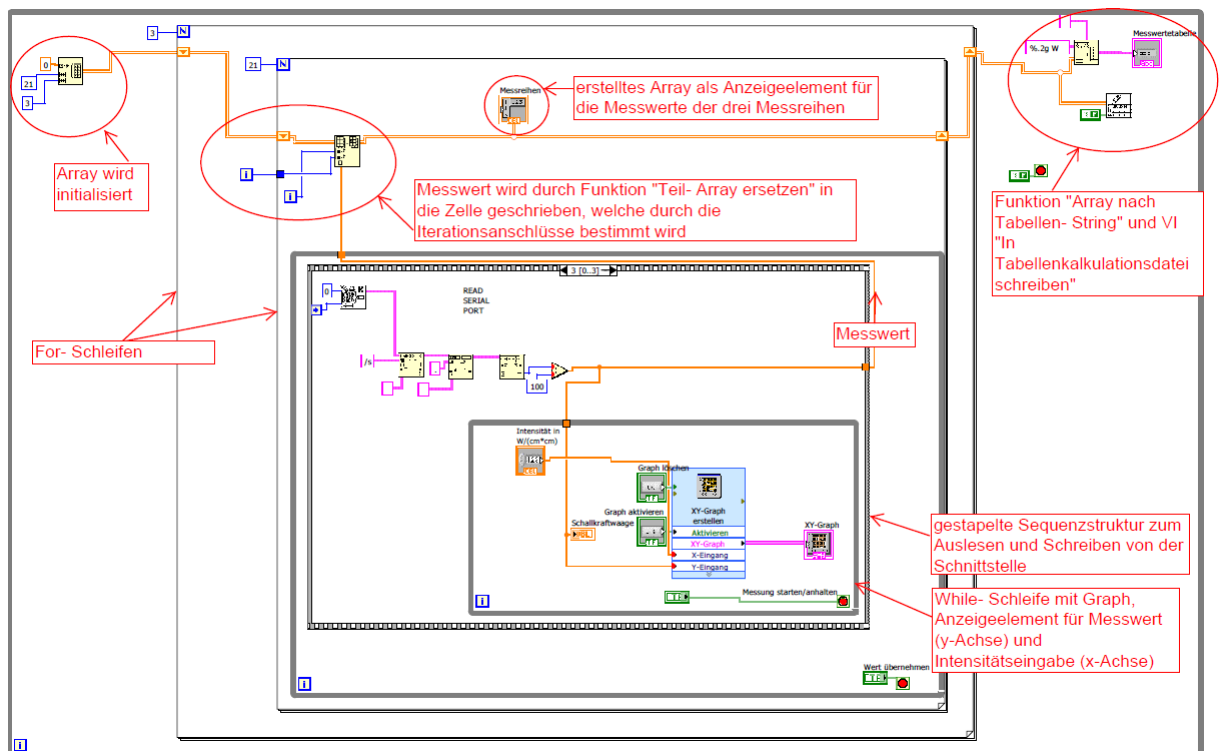


Abb. 3.20 Programmstruktur mit Beschriftung für das Frontpanel

3.5 Mechanische Anbindung der Schallköpfe

Da die mitgelieferte Anbindung der Schallköpfe keine zuverlässigen und reproduzierbaren Messungen erlaubt, war eine weitere Aufgabe, die Konstruktion einer neuen Anbindung der Schallköpfe zu realisieren. (Bei den in diesem Kapitel auftauchenden technischen Zeichnungen handelt es sich um Skizzen, welche mit Microsoft PowerPoint angefertigt worden.)

Um diese Aufgabe zu lösen, mussten viele Faktoren berücksichtigt werden. Zum Einen sollten die Messungen reproduzierbar sein, um sie unter standardisierten Bedingungen beliebig oft durchführen zu können. Des Weiteren müssen sie mit anderen Messungen vergleichbar sein. Für diese Reproduzierbarkeit bzw. Vergleichbarkeit spielt die Orientierung des Schallkopfes im Bezug zum Target eine entscheidende Rolle. Der Schallkopf muss immer so ausgerichtet werden, dass er sich zentrisch über dem Targetmittelpunkt befindet. Damit wird gewährleistet, dass sich die auftreffende Ultraschallwelle gleichmäßig über das Target verteilt und es somit nicht zu einer Verfälschung der gemessenen Größen kommen kann.

Die erste Idee für die Anbindung war es, den Schallkopf über Stellschrauben, welche am Messbehälter befestigt sind, zu zentrieren (siehe Abbildung 3.21). Da aber der Messbehälter kein festes Maß zum Target besitzt, ist die Zentrierung letztendlich wieder Handarbeit und würde ein Augenmaß voraussetzen, das bei jedem Anwender gleich sein müsste.

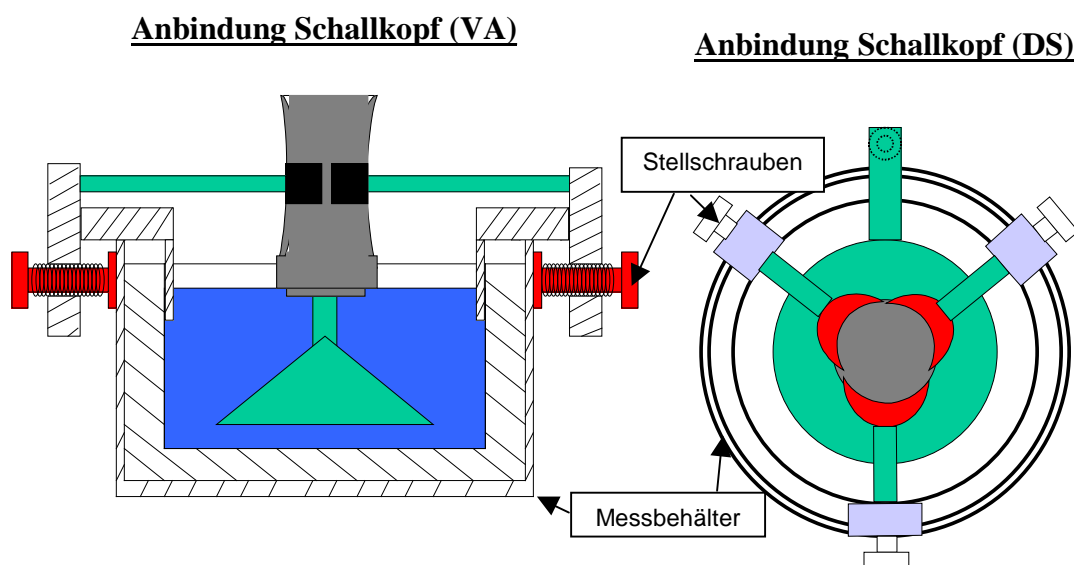


Abb. 3.21 Schallkopfanbindung mit Stellschrauben am Messbehälter

VA = Vorderansicht / DS = Draufsicht

Da diese Voraussetzung nicht gegeben ist, musste eine andere Variante gefunden werden, in der ein festes Maß zwischen Targetmittelpunkt und Halterung besteht. Dieser Anforderung wurde der Metallstab aus der Originalbefestigung gerecht. In Abbildung 3.22 sieht man die Beziehung zwischen Target und Metallstab. Ist das Target in der dafür vorgesehenen zylindrischen Hülse an der Rückseite des Messbehälters, so besitzt der Winkel α und der Abstand a einen bestimmten festen Wert.

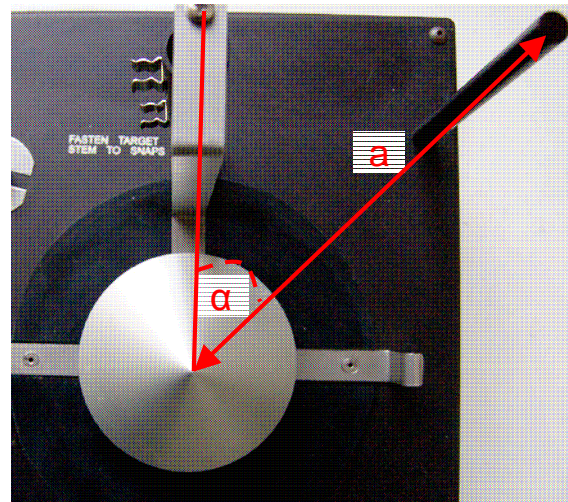


Abb. 3.22 Draufsicht Schallkraftwaage ohne Messbehälter: Beziehung zwischen montiertem Target und Metallstab für Halterung

Die nächste und bessere Konstruktion besteht aus drei Teilen, die zusammen die Halterung für den Schallkopf bilden. Diese Konstruktion kann komplett aus Aluminium hergestellt werden, da aufgrund des geringen Gewichtes der Schallköpfe (Großer Schallkopf= 100,4 g und Kleiner Schallkopf= 32,1 g) keine starken Belastungen auf das Material wirken.

Das erste Teil ist ein Ring mit drei Fixierbolzen (siehe Abbildung 3.23). Dieser Ring wird über den Stab gesteckt und mit einem Kleber auf dem Gestell befestigt. Aufgrund der kleinen Abmaße, müssen die Bolzen stabil sein und dürfen auch bei Krafteinwirkungen nicht verbiegen oder brechen. Deshalb muss ein Werkstoff gewählt werden, der eine gute Festigkeit besitzt und zu dem noch leicht ist. Für diese Konstruktion wäre zum Beispiel eine Aluminium-Knetlegierung geeignet.

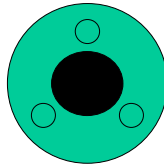
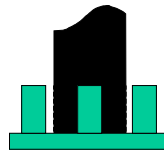
Fixierring (DS)**Fixierring (VA)**

Abb. 3.23 Fixierring mit Fixierbolzen

Das zweite Teil ist eine Hülse mit einer ringförmigen Standfläche. In der Hülsestandfläche befinden sich drei Bohrungen, damit sie auf den angeklebten Fixierring aufgesetzt werden kann (siehe Abbildung 3.24).

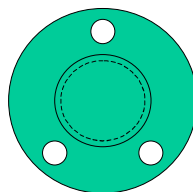
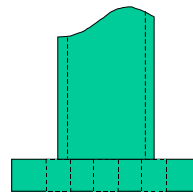
Hülse (DS)**Hülse (VA)**

Abb. 3.24 Hülse mit ringförmiger Standfläche und Bohrungen

Am oberen Ende befindet sich horizontal eine Durchgangsbohrung und zentrisch zur Hülse eine vertikale Bohrung, welche rechtwinklig auf die horizontale Bohrung trifft. Die vertikale Bohrung dient zur Einführung eines Sicherungsbolzens, welcher sich zur sicheren Aufbewahrung an einer Kette befindet. Der Mittelpunkt der horizontalen Bohrung muss genau im Winkel α zum Target ausgerichtet sein, damit später die Schallköpfe zentriert über dem Target positioniert sind.

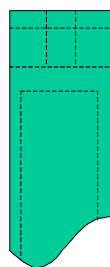
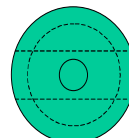
Hülse (VA)**Hülse (DS)**

Abb. 3.25 Hülse (oberer Teil) mit horizontaler Durchgangsbohrung und vertikaler Bohrung

Das dritte Teil ist eine Manschette, welche an einem horizontalen Stab befestigt ist. Dieser Bestandteil wird für jeden Schallkopf gesondert hergestellt, da die Manschette mit dem Stab am Schallkopf verbunden bleibt (siehe Abbildung 3.26). Der Stab, an dem die Manschette befestigt ist muss ebenfalls eine vertikale Durchgangsbohrung mit einem etwas kleineren Durchmesser als der Stabdurchmesser für den Sicherungsbolzen besitzen.

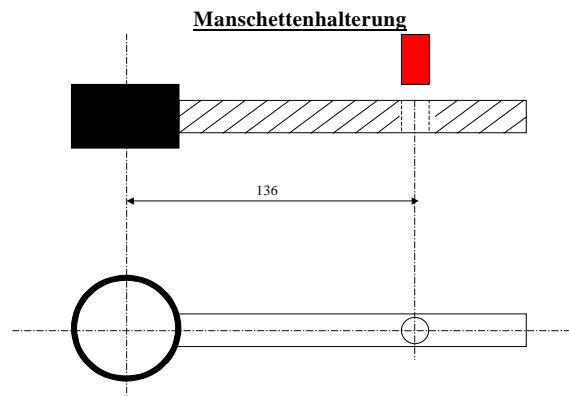


Abb. 3.26 Schallkopfhalterung mit Bolzensicherung: oben Seitenansicht und unten Draufsicht der Manschettenhalterung

Die komplette Bemaßung der konstruierten Teile befindet sich im Anhang 3.

4. Ergebnisse

4.1 Konstanzprüfung Schallkraftwaage

4.1.1 Mit Gewicht

Aus dem Diagramm 4.1 ist zu entnehmen, dass bei einem sofortigen Gebrauch der Waage nach Einschalten, die Abnahme der Messgröße pro Minute ca. 0,003 g, was einer Leistung von 0,044 W entspricht, beträgt. Lässt man die Schallkraftwaage eingeschaltet und wartet ca. eine Stunde, so beträgt der Messwertabfall nur noch 0,0013 g/min (0,019 W). Lässt man die Waage eine längere Warmlaufphase durchlaufen von ca. 3 Stunden, so beträgt die Differenz des ersten Messwertes und dem nach 30 min nur 0,001 g/min (0,01465 W). Das heißt, dass die Messunsicherheit um rund 33,3 % gesunken ist.

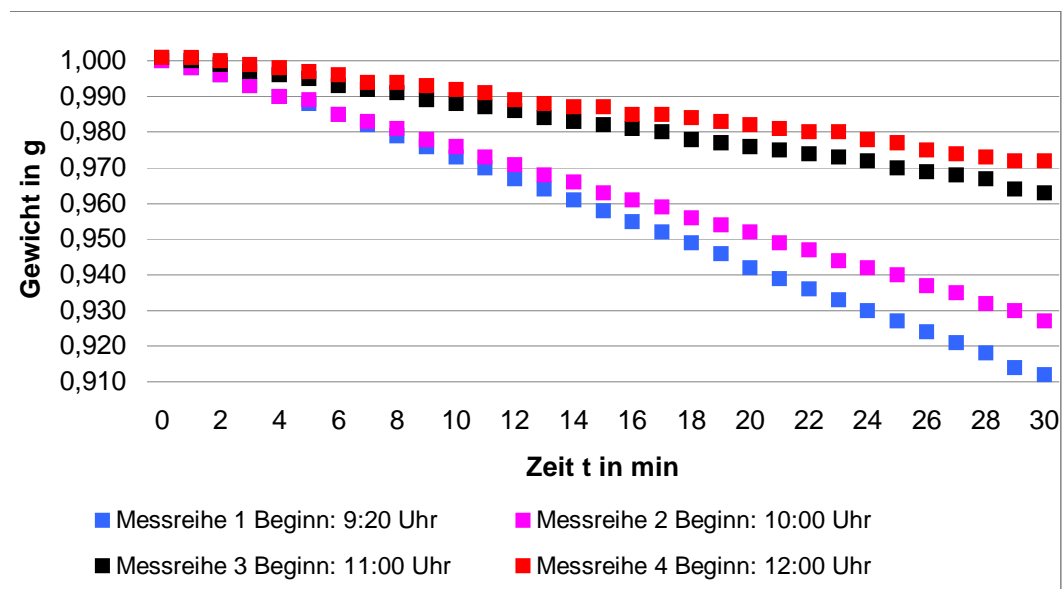


Diagramm 4.1 Darstellung der Messwertabweichung für vier Messreihen mit einem Gewicht von 1 g für die Konstanzprüfung der Schallkraftwaage

4.1.2 Mit Ultraschall

Im Diagramm 4.2 ist der theoretische Schallleistungsverlauf des Ultraschalltherapiegerätes mit drei Messreihen zu sehen.

Man kann deutlich sehen, dass die Messreihe 1 nahezu identisch zur theoretischen Schallleistungskurve verläuft. Der Kurvenverlauf der Messreihe 2 stimmt am Anfang und am Ende mit dem der Messreihe 1 ungefähr überein. Es ist aber eine Leistungszunahme in den Bereichen von 0,6-1,0 W/cm² und von 1,2-1,6 W/cm² zu erkennen. Da das Therapiegerät und somit auch die Schallköpfe relativ alt sind, können diese Unterschiede auftreten.

Nach dem Abschalten der Geräte und der einstündigen Pause stimmen die Messwerte der Messreihe 3 nur noch am Anfang annähernd mit den Messreihen 1 und 2 überein. Ab einer eingestellten Intensität von 0,8 W/cm² ist eine deutliche Zunahme der Schallleistungsmessung beobachtbar. Um dieses Ereigniss deutlicher zu machen, hätte man die Schrittweite der Intensität am besten von 0,1 W/cm² gewählt.

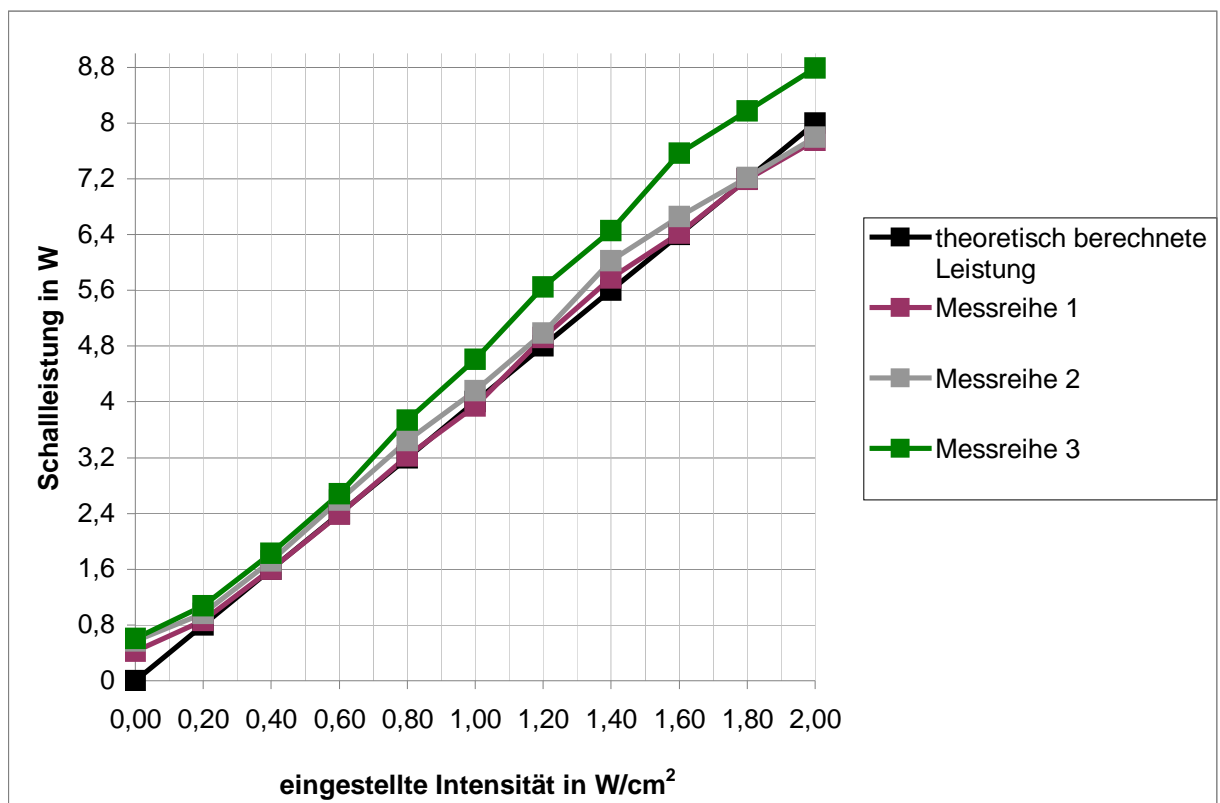


Diagramm 4.2 Vergleich der unter Verwendung von Ultraschall aufgenommenen Messwerte mit dem theoretischen Kurvenverlauf der Schallleistung

4.2 Vergleich der Programmmethoden

Die beiden Programmstrukturen unterscheiden sich, wie bereits in 3.2 erwähnt, nur in der Programmierung zum Auslesen der Schnittstelle. Bei dem eigens entwickelten Entwurf werden die Messwerte von der Waage ordnungsgemäß gesendet, aber die Anzeige ist von der Zeit abhängig. Das heißt, wenn man die Waage zuerst einschaltet, werden die Werte nach den eingestellten Waageneinstellungen (siehe Anhang 4) gesendet. Wird nun das VI gestartet, haben sich eine Vielzahl von Werten an dem Eingang gesammelt, welche nacheinander angezeigt werden. Dadurch verschiebt sich natürlich der momentane vom angezeigten Messwert. Die Anzeigegeschwindigkeit kann aber gesteuert werden, indem man die Funktion „Warten“ mit einem numerischen Bedienelement verbindet (Abbildung 4.2), welche in die innere While-Schleife platziert wird. Diese Funktion veranlasst, dass die While-Schleife eine festgelegte Anzahl von Millisekunden mit der Ausführung wartet.

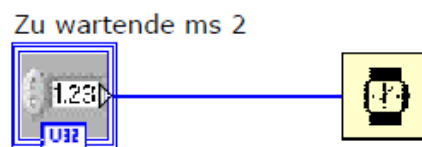


Abb. 4.2 Funktion „Warten“ mit numerischen Bedienelement zur Steuerung der Anzeigezeit

Um nun die „angestauten“ Messwerte schnell durchlaufen zu lassen, wird der Wert Null eingestellt. Sind alle Werte gesendet, werden 1000 ms eingestellt, was mit der Waageneinstellung übereinstimmt und die Messwerte korrekt anzeigt. Da die Waage aber erst sendet, wenn ein stabiler Wert angezeigt wird (laut Einstellungen), werden bis zum nächsten stabilen Wert lauter Null-Werte gesendet. Da aber nebenbei der Graph die Messwerte mit aufzeichnet, entsteht dadurch kein von Messwert zu Messwert verbundener graphischer Kurvenverlauf, sondern immer eine von Null aus bis zum gesendeten bzw. angezeigten stabilen Wert entstehende Verbindung.

Mit den VIs zum Initialisieren der Schnittstelle, Auslesen und Schreiben des gesendeten Wertes von der Firma Ohaus, werden diese Fehlerquellen beseitigt, da diese VIs eine viel komplexere und abgestimmte Programmierung, welche direkt auf die Waage zugeschnitten ist, aufweisen. Mit diesen Sub-VIs und den weiteren Programmteilen läuft die Waage mit dem geschriebenen LabVIEW-Programm völlig synchron.

4.3 Vergleich der konstruierten Anbindung mit der Hersteller-variante

Die empfohlene Anbindung vom Hersteller besteht ebenfalls aus drei Teilen, welche ineinander gesteckt und durch Schrauben befestigt werden müssen.

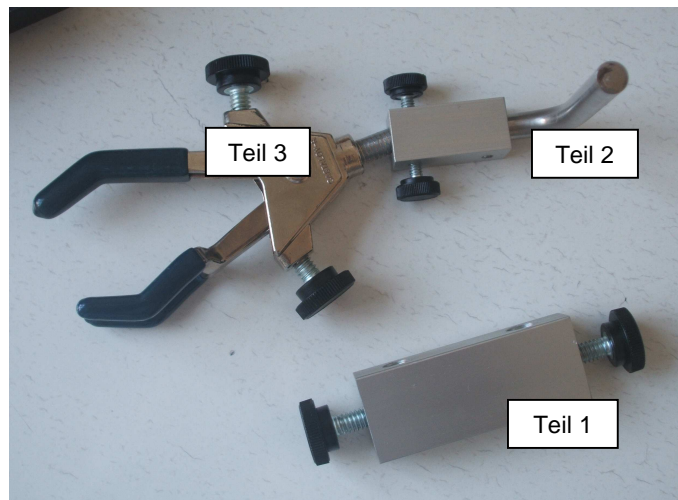


Abb. 4.3 Bestandteile der Herstelleranbindung

Die Schrauben haben aber kein Gewinde, in dem sie sich hineinschrauben können um die Verbindung zu befestigen. Vielmehr kommt die Befestigung bei dieser Konstruktion nur aufgrund des Schraubendruckes auf das hineingesteckte Teil zustande. Dabei berührt die Schraube das Gegenstück in einen „tangentialen“ Punkt, da das Gegenstück ein zylindrischer Körper und die Schraubenfläche planar ist (siehe Abbildung 4.4).

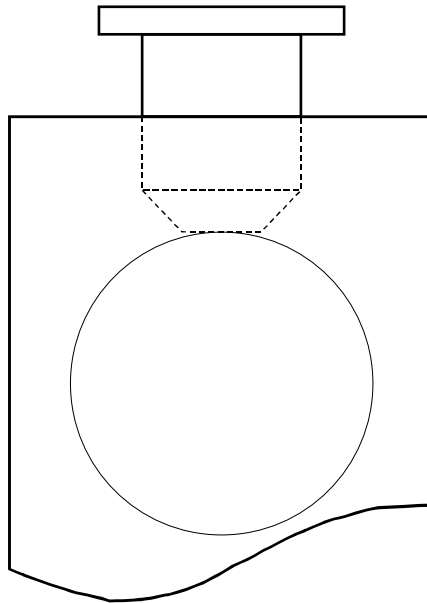


Abb. 4.4 Draufsicht Teil 1: Tangentiales Berühren der Schraube mit dem Gegenstück

Die Zentrierung zum Target erfolgt subjektiv und gewährleistet somit keine reproduzierbaren Messbedingungen. Ein weiterer Nachteil dieser Konstruktion sind die vorhandenen Rotationsmöglichkeiten der einzelnen Teile. Teil 1, was an dem Metallstab befestigt wird, kann unter geringer Krafteinwirkung um die vertikale Achse rotieren. Das Teil 2, welches in das erste Teil hineingesteckt wird, kann sich ebenfalls um die vertikale Achse bewegen. Durch diese beiden Freiheitsgrade, kann der Schallkopf niemals genau zentrisch zum Target ausgerichtet werden, was wiederum mit einer ungleichmäßigen Verteilung der Ultraschallwelle auf dem Target einhergeht. Das dritte Teil, die eigentliche Halterung mit den Haltefingern, wird horizontal in das zweite Teil gesteckt und kann dadurch eine Rotation um die horizontale Achse ausführen. Diese Rotationsmöglichkeit kann zu einer Veränderung der parallelen Ausrichtung des Schallkopfes zur Wasseroberfläche führen und damit zu einem verringerten Schalldruck.

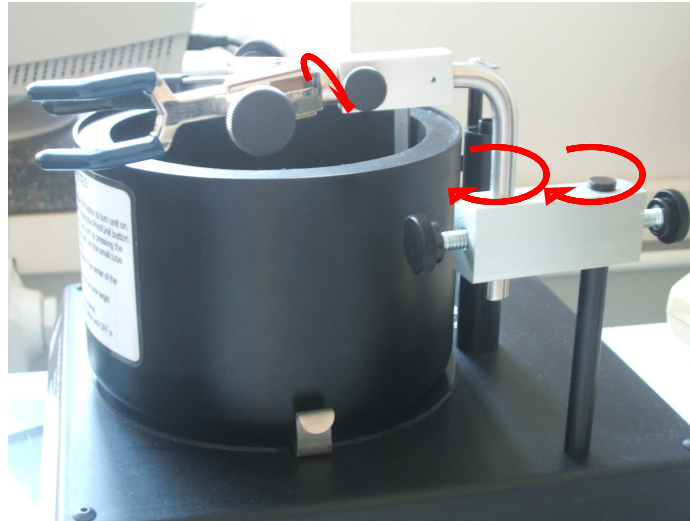


Abb. 4.5 Rotationsmöglichkeiten (rot) der Herstelleranbindung

Bei der eigens erstellten Konstruktion wurden die Rotationsmöglichkeiten völlig vermieden.

Durch den Sicherungsbolzen zur Befestigung der Schallkopfhalterung ist eine „horizontale Rotation“ ausgeschlossen, was für eine parallele Ausrichtung der Schallkopffläche zur Wasseroberfläche sorgt. Durch das Steckprinzip mit den Fixierbolzen und der Hülse, wird eine vertikale Rotation um Hülseachse verhindert, was wiederum ein zentrisches Auftreffen der Ultraschallwelle auf das Target gewährleistet, vorausgesetzt die Bohrung für die Schallkopfhalterung und der Winkel zum Target stimmen. Da jeder Schallkopf eine eigene Manschette mit Halterungsstab besitzt, ist eine fast nahezu perfekte Repositionierung der jeweiligen Schallköpfe gewährleistet.

Mit der konstruierten Anbindung der Schallköpfe scheiden somit wichtige Fehlerquellen aus, damit die Messwerte auch nach mehrmaligen Messungen vergleichbar bleiben.

Trotzdem bleiben immer noch Fehlerquellen, welche die Messung beeinflussen können. Aufgrund von Wasseroberflächenbewegung, Luftzug, magnetischer Felder, mechanischen Bewegungen oder die unter 4.1 genannte Abnahme des Messwertes aufgrund des kapazitiven Messverfahrens der Schallkraftwaage, können kleine Abweichungen in der Leistungsmessung verursacht werden.

4.4 Dokumentation des Messplatzes

Der Messplatz für die Leistungsmessung an Ultraschalltherapiegeräten besteht aus dem Therapiegerät sonotur 420 der Firma TUR elektromedizin und einer Schallkraftwaage.

Um den Versuch durchführen zu können, wird der Messbehälter mit 850 ml entgasten Wasser befüllt und das Target mit dem Targetschaft in die zylindrische Hülse an der Rückseite des Messbehälters hineingesteckt bis es einrastet. Danach wird die Waage mit dem Netzstecker und dem RS-232 Kabel konnektiert und eingeschaltet. Als nächstes öffnet man das LabVIEWprogramm „Schallkraftwaage“. Es ist nun das Frontpanel (Bedienoberfläche) des Programms zu sehen, wie in Abbildung 4.6 dargestellt.

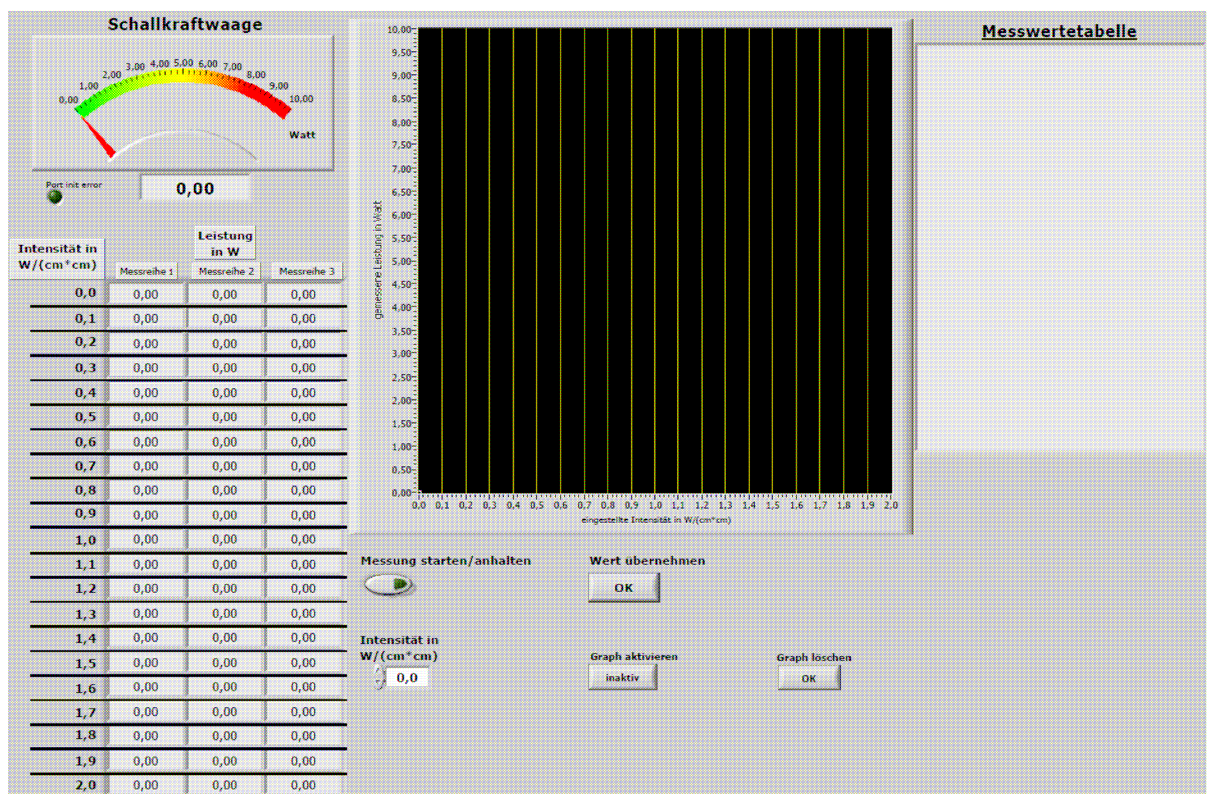


Abb. 4.6 Frontpanel des VIs Schallkraftwaage

Das Frontpanel besteht aus einem Messinstrument (Schallkraftwaage) mit analoger und digitaler Anzeige, einem XY-Graph für die Aufzeichnung der Messwerte, zwei Messwerttabellen, einem Button zum Einstellen der gewählten Intensität, einem Button um die Messung zu starten bzw. anzuhalten, einem weiteren um den Messwert in die Tabelle zu übertragen und zwei weiteren Buttons, um den Graph zu aktivieren bzw. den aufgenommenen Kurvenverlauf zu löschen. Die LED-Anzeige „Port init error“ dient

der Überwachung der Schnittstelle und leuchtet, wenn ein Fehler an der Schnittstelle bemerkt wird, d.h. die Parameter der Schnittstellen an Waage und Computer nicht übereinstimmen oder keine Schnittstelle vorhanden ist.

Für die Aktivierung des Frontpanels drückt man die Schaltfläche für die Dauerausführung in der Symbolleiste.



Abb. 4.7 Schaltfläche für Dauerausführung des Programms

Nach dem Betätigen können die eigentlichen Messungen beginnen. Dafür wird der Schallkopf mit Manschettenhalterung horizontal in die Hülse gesteckt und mit dem Sicherungsbolzen fixiert. Der Schallkopf sollte sich 3 – 6 mm im Wasser befinden, zentral zum Konus (Reflektortarget) und parallel zur Wasseroberfläche ausgerichtet sein. Es muss überprüft werden, dass sich keine Luftblasen an der Schallkopffläche befinden. Sollte die Ankopplung des Ultraschalls bei eingeschalteter „Start/Stop“-Taste durch eventuelle Luftblasen an der Strahlungsfläche behindert werden, erlischt die LED am Schallkopf und die Kopplungsanzeige verschwindet. Der Schallkopf hat ein (optisches) Kontrollsystem, das anzeigt, „wann“ die Ultraschallenergie zu stark vom eingestellten Wert abweicht. Wenn die Menge der Ultraschallenergie, die das Gewebe erreicht, 80% des eingestellten Wertes unterschreitet, wird die Energie automatisch auf $0,05 \text{ W/cm}^2$ reduziert. In diesen Fall sollte über die Schallkopffläche mit dem kleinen Finger unter Wasser gewischt werden, um die Störquellen zu beseitigen. Mit der Taste „ON/Zero/Off“ sollte die Waage genullt werden. Nun wird mit dem Kalibriergewicht überprüft, ob sich die Waage im zulässigen Bereich befindet. Dazu wird das Gewicht auf den horizontalen Arm des Targets gelegt. Wenn sich die Waage in der Gewichtsanzeige befindet, sollte 1 g ($\pm 0,001 \text{ g}$) angezeigt werden. Ist die Waage dagegen in der Benutzereinstellung, d.h. in der Watt-Anzeige (Custom-Einstellung), sollte sie $14,65 \text{ W}$ ($\pm 0,02 \text{ W}$) anzeigen. Die Einheiten können durch drücken und halten der „Print/Unit“-Taste gewechselt werden. Nach dem Entfernen des Gewichtes sollte die Waage wieder genullt werden. Für den Versuch werden drei Messreihen aufgenommen. Messreihe 1 wird mit dem kleinen Schallkopf im Dauerbetrieb, Messreihe 2 mit dem großen Schallkopf ebenfalls im Dauerbetrieb gemessen. Für die Aufnahme der Messreihe 3 kann entweder der kleine oder der große Schallkopf gewählt werden, welcher im Impulsbetrieb mit dem Tasteverhältnis 5:5 betrieben wird.

Ist der Schallkopf ordnungsgemäß plziert und die Waage im Toleranzbereich kann am eingeschalteten Ultraschalltherapiegerät die Zeit auf 30 min eingestellt und die

„Start/Stop“-Taste betätigt werden. Die Messung beginnt bei 0 W/cm^2 und wird mit einem Inkrement von $0,1 \text{ W/cm}^2$ weiter ausgeführt. Im Frontpanel wird nun der Button „Messung starten/anhalten“ und Graph aktivieren gedrückt um den Messwert digital und graphisch anzeigen zu lassen. Die Waage ist so eingestellt, dass der Messwert erst gedruckt bzw. gesendet wird, wenn die Stabilitätsanzeige am Waagendisplay erscheint. Dieser Messwert wird nun durch das Drücken des Buttons „Wert übernehmen“ in die Tabelle geschrieben. Sollte sich kein stabiler Wert in der Benutzerkonfiguration einstellen, kann in den Gewichtsmodus gewechselt und der gemessene Wert mit 14,65 multipliziert werden um die Leistung in Watt zu erhalten.

Ist der Wert erfolgreich in die erste Zelle der Messreihe 1 eingeschrieben worden, wird am Gerät die Intensität durch Drücken der Pfeiltaste auf $0,1 \text{ W/cm}^2$ gestellt. Danach wird die Intensität, mit den Pfeiltasten am Frontpanel, auf die gleiche wie am Therapiegerät eingestellt um den Cursor auf den entsprechenden Wert auf der x-Achse zu stellen. Wird der neue Messwert angezeigt, sollte dieser auf die selbe Art und Weise in die zweite Zelle übernommen werden. Dieses Procedere vollzieht man, bis der letzte Wert für die erste Messreihe, also $2,0 \text{ W/cm}^2$, aufgenommen ist. Danach wird der Button „Messung starten/anhalten“ und „Graph aktivieren“, sowie die „Start/Stop“-Taste am Therapiegerät betätigt. Nun wird der Graph durch ein vereinfachtes Bild als Bitmap-Datei exportiert, indem man mit der rechten Maustaste auf das Diagramm drückt und im erschienenen Fenster die Auswahlmöglichkeit „vereinfachtes Bild exportieren“ wählt. Im nächsten Dialogfenster wählt man die Schaltfläche „In Datei speichern“ und klickt auf den gelben Dateiordner um den Pfad für den Speicherort festzulegen. Die Bitmap-Datei sollte nun auf dem Desktop oder auf einem USB-Stick unter Messreihe 1 gespeichert werden. Ist dies erfolgreich geschehen, klickt man auf den Button „Graph löschen“ um ein leeres Diagramm zu erhalten und man beginnt die Messreihe 2, indem man zuerst die Intensität am Frontpanel wieder auf $0,0 \text{ W/cm}^2$ einstellt. Danach sollte die Waage wieder genullt und das Therapiegerät, wie bei Messreihe 1, gestartet werden. Anschließend drückt man die Buttons „Messung starten/anhalten“ und „Graph aktivieren“ um die Messungen unter selber Vorgehensweise wie bei Messreihe 1 auszuführen. Nach Aufnahme der Messreihe 2, wird das Diagramme wieder als Bitmap-Datei exportiert und unter dem gleichen Pfad wie das vorherige Diagramm gespeichert. Als Drittes wird die Messreihe 3 aufgenommen. Die Messreihe 3 wird im Impulsbetrieb mit der selbigen Intensitätsschrittweite wie bei den Messungen davor durchgeführt. Ist der letzte Messwert in die letzte Zelle der Messreihe 3 übernommen, werden die Werte in die linke Messwertetabelle automatisch übertragen und es erscheint ein Dialogfenster. Dieses Dialogfenster dient zum Erstellen einer Excel-Datei auf dem Desktop mit

den Werten der drei aufgenommenen Messreihen. Dazu wird in dem Dialogfenster im Feld „Dateiname“ eine Bezeichnung für die Datei eingegeben plus dem Kürzel „.xls“ (zum Beispiel: Messreihen.xls). Zum Abschluss wird das Diagramm der Messreihe 3 wieder exportiert und das Ultraschalltherapiegerät abgeschaltet. Auf dem Frontpanel wird der Button „Messung starten/anhalten“ und der Graph inaktiviert. Über die Schaltfläche Bearbeiten und „Standardwerte wieder herstellen“ können alle Anzeigen und Tabellen auf Ausgangsposition gestellt werden .

5. Diskussion und Schlussfolgerung

Die Überprüfung der Waage auf eine konstante Anzeige der Messwerte hat sich als sinnvoll herausgestellt, da die beobachteten Messungenauigkeiten bei einer sofortigen Benutzung nach Einschalten der Waage graphisch wiedergespiegelt worden sind.

Die Abnahme der Messgröße, auch bei Anzeige eines stabilen Wertes und eines konstanten Gewichtes, kommt aufgrund des kapazitiven Messverfahren zustande. Die Verluste des Signals kommen aufgrund von Randeffekten innerhalb der Waage zustande. Da das Material leitend ist, fließt Strom über das Material aus dem Kondensator heraus. Dieser Strom wird über umgebende Maschinenteile oder parasitäre Kapazitäten abgeleitet und kann daher nicht mehr an der Messelektrode des Sensors nachgewiesen werden [17].

Aus dem aufgenommenen Messwerten (Diagramm 4.1) ist daher deutliche geworden, dass die Waage eine Warmlaufphase benötigt, um diese Messungenauigkeit zu verringern. Es ist ratsam, die Waage mindestens 2,5 Stunden im eingeschalteten Zustand warm werden zu lassen, damit die Messwertabweichung minimiert werden und die Messungen nicht allzu stark verfälscht wird.

Wird die Waage mit Ultraschall belastet, ist aus dem Diagramm 4.2 ersichtlich geworden, dass die Waage und auch die Schallköpfe bei einer sofortigen Benutzung nach Einschalten die Messwerte verfälscht wiedergeben. Des Weiteren hat das Diagramm deutlich gemacht, dass die Schallköpfe auch bei Anliegen einer Intensität gleich $0,0 \text{ W/cm}^2$ Ultraschall mit einer Schallleistung in der Größenordnung von der bei $0,1 \text{ W/cm}^2$ abgeben. Diese Beobachtung kann aufgrund einer Verschiebung der Intensitätsregelung erklärt werden. Stellt man eine Intensität von $0,0 \text{ W/cm}^2$ ein und misst den Wert sowie den für die darauffolgende Intensität, also $0,1 \text{ W/cm}^2$, unterscheiden sich diese Werte nicht. Dieser Fehler kann auch durch eine Warmlaufphase nicht behoben werden, sondern es liegt wahrscheinlich daran, dass aufgrund des Benutzungszustandes ein elektronischer Regelungsfehler vorliegt.

Bei der eigens erstellten Programmvariante war zwar ein erfolgsversprechender Ansatz vorhanden, der aber auf Grund von mangelnder Zeit und programmiertechnischen Unkenntnissen nicht fehlerfrei in die Tat umgesetzt werden konnte. Mit Verwendung der

Sub-VIs der Firma Ohaus zur Schnittstellenkommunikation wurden aber die größten Probleme beseitigt, so dass mit der Implementierung der eigentlichen Benutzeroberfläche ein funktionsfähiges System zwischen Schallkraftwaage und Computer geschaf-

fen wurde. Für die Optimierung des Messplatzes wäre es auch noch möglich, die Steuerung des Ultraschalltherapiegerätes mit einzuarbeiten, wo für man sich aber ein geeignetes Gerät mit RS232-Schnittstelle anschaffen müsste.

Die entworfene mechanische Anbindung der Schallköpfe ist eine Optimierung für die Messeinrichtung, da aufgrund der entfallenen manuellen Positionierung eine reproduzierbare Messung gewährleistet wird. Die mechanische Anbindung konnte sinnvoll und unkompliziert konstruiert werden, die aber zum vollständigen Abschluss und zur persönlichen Zufriedenstellung nur noch durch die umfangreichen technischen Zeichnungen angefertigt werden müsste. Mir selbst blieb die Möglichkeit der praktischen Umsetzung verwehrt, weil die hauseigene Werkstatt, der Technischen Universität Dresden, im Bearbeitungszeitraum der Bachelorarbeit geschlossen war.

Die in der Einleitung genannten Ziele Realisierung eines Messplatzes, Digitalisierung der Messwerte und die Dokumentation des Messplatzes wurden erfolgreich erreicht.

Das Resultat großer Teile der Bachelorarbeit stellt mich als Durchführenden sehr zufrieden und ich hoffe darauf, dass es auch die Korrekturen als angemessen erachten. Weiterhin wäre ein „TU“ interner wertvoller Beitrag zur Lehre mein Wunsch. Selbstkritisch betrachtet hätte die Arbeit optimiert werden können, wenn mehr Zeit zur Verfügung gewesen wäre. Zum Beispiel durch einer Kombination von Praxismodul und Bachelorprojekt oder durch einen besser strukturierten „Roten Faden“, hätte man diesen zeitlichen Missstand beheben und zur Verfügung stehende Ressourcen besser ausnutzen können.

6. Anhang

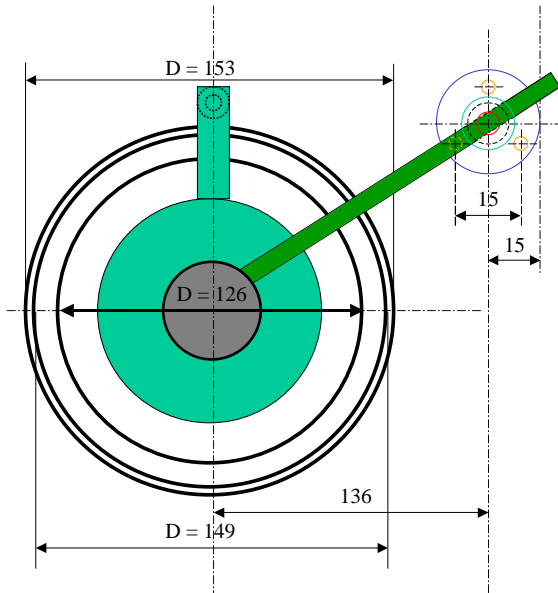
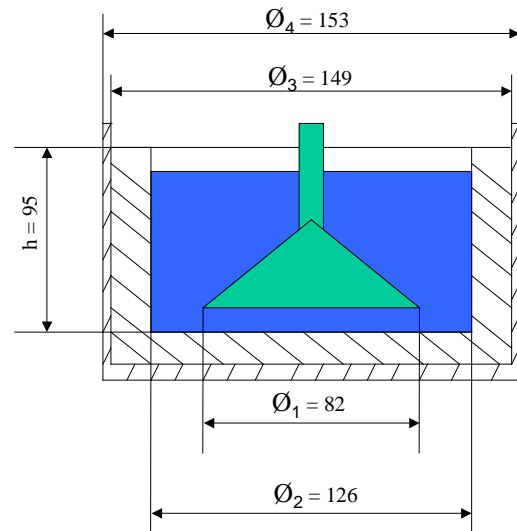
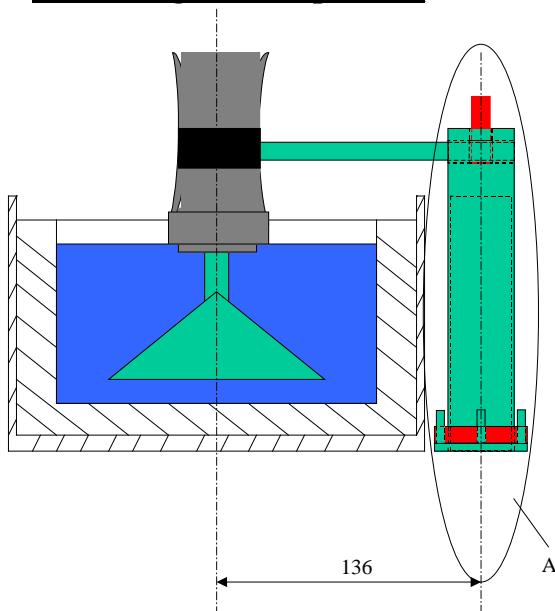
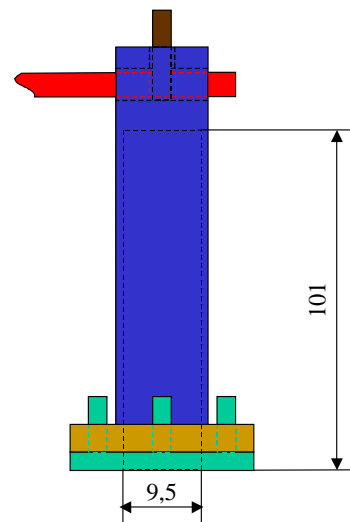
1. Datenblatt Waage

Power Range	0 to 30 Watts
Resolution	± 2 (± 20) mW
Minimum Detectable Power	± 2 (± 20) mW
Display Sensitivity	0.002 (0.02) Watt
Accuracy	$\pm 3\%$ + One Count
Stabilization	2.5 Second Integration
Maximum Weight Capacity	410 Grams
Maximum Transducer Size	3" Diameter
Transducer Operating Frequency	0.5 to 10 MHz
Test Media	Degassed Water
Computer Interface	RS-232, 600-19200 Baud
Default Baud Rate	2400
Power	120 Vac to 12 VAC, 500 mA adapter w. 6' cord
EMI Rating	Conforms to CE & FCC
Electrical Safety	Conforms to UL, CE & CSA
Size	11" x 15" x 10" (H x L x W)
Weight	17 Lbs. Net
Carrying Case	Black Anodized Aluminum

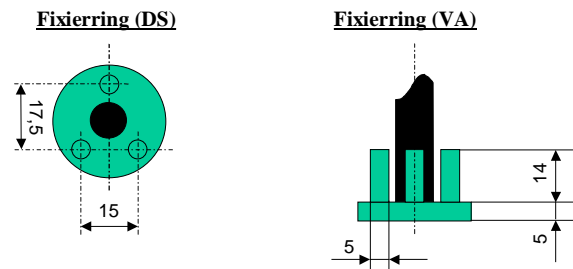
2. Befehle Waage

Befehl	Funktion
IP	Anzeigegewicht sofort drucken (stabil oder instabil)
P	Anzeigegewicht drucken (stabil oder instabil)
CP	Kontinuierlicher Druck. OP beendet den kontinuierlichen Druck.
SP	Angezeigtes stabiles Gewicht drucken.
SLP	Stabiles angezeigtes Nicht-Null-Gewicht automatisch drucken.
SLZP	Stabiles Nicht-Null-Gewicht und stabilen Nullwert automatisch drucken.
xP	Intervalldruck x = Druckintervall (1-3600 Sekunden). OP beendet den Intervalldruck.

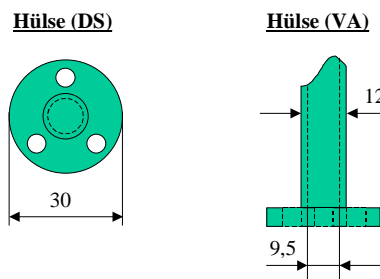
3. Komplette Konstruktion mit Bemaßungen

Anbindung Schallkopf (DS)**Vorderansicht (VA) Messbehälter****Anbindung Schallkopf (VA)****Ausschnitt A**

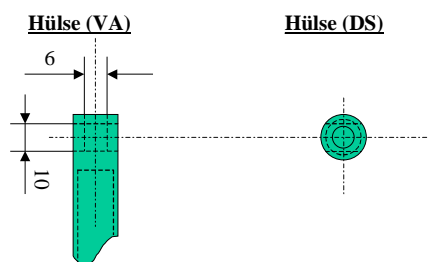
Fixierring mit Bemaßung



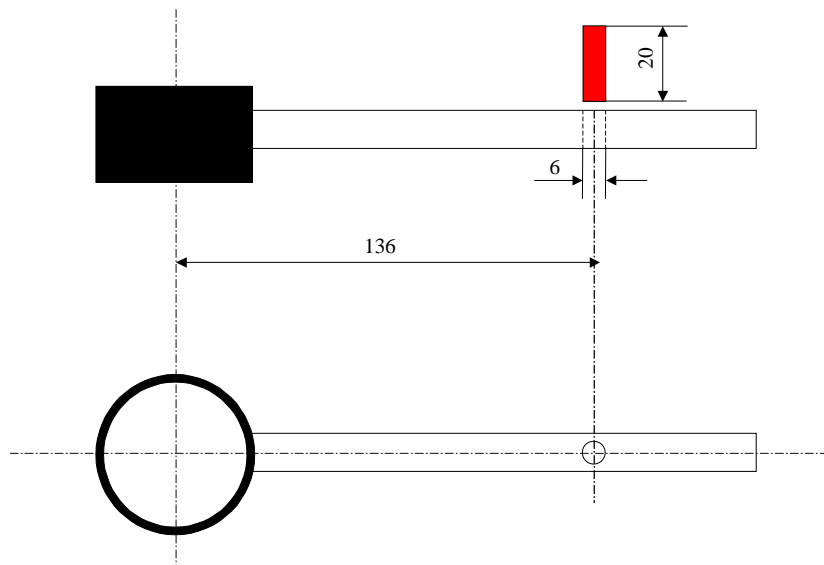
Hülse (unterer Teil) mit Bemaßung



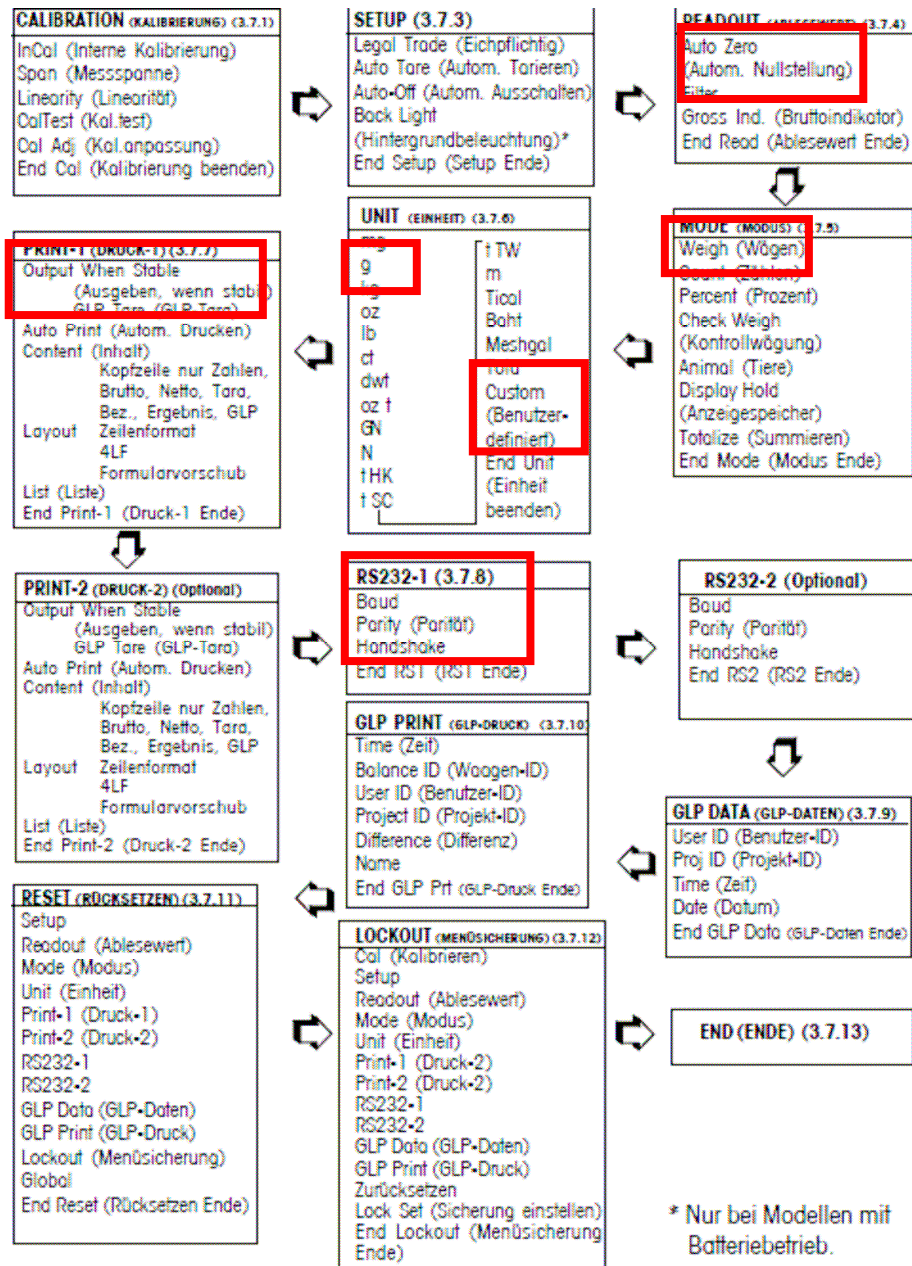
Hülse (oberer Teil) mit Bemaßung



Schallkopfhalterung mit Manschette mit Bemaßung



4. Waageneinstellungen



7. Literaturverzeichnis

- [1] Kutttruff, Heinrich: Physik und Technik des Ultraschalls. -1. Aufl.- Stuttgart: S. Hirtzel Verlag, 1988
- [2] Knoch, Hans-Georg; Knauth, Katharina: Therapie mit Ultraschall. – 4. Aufl.- Dresden: Gustav Fischer Verlag, 1991
- [3] Hutten, Helmut: Biomedizinische Technik 2: Therapie und Rehabilitation. –1. Aufl.- Springer- Verlag, 1992
- [4] Doeve, S.: Ultraschalltherapie: Therapiebuch. URL:www.medizintechnik-schlechte.de/Literatur/Elektrotherapie_ultraschalltheapie.pdf 27.05.1010
- [5] Czichos, Horst: Hütte: Die Grundlagen der Ingenieurwissenschaften.- 29. Aufl.- Berlin: Springer-Verlag, 1990
- [6] Millner, Rudolf: Wissensspeicher Ultraschalltechnik. – 1. Aufl.- Halle: VEB Fachbuchverlag, 1987
- [7] Hans Borucki: Einführung in die Akustik.- 3. Aufl.- Mannheim, Wien, Zürich: 1989
- [8] Hutten, Helmut: Biomedizinische Technik 1: Diagnostik und bildgebende Verfahren.- 1.Aufl.- Springer- Verlag, 1992
- [9] Kuchling, Horst: Taschenbuch der Physik. –18. Aufl.- Mittweida: Fachbuchverlag Leipzig, 2004
- [10] Lehfeldt, Wilhelm: Ultraschall kurz und bündig. – 1. Aufl.- Würzburg: Vogel-Verlag, 1973
- [11] Bedienungsanleitung „Sonotur 420“
- [12] Norm DIN EN 61161. Ultraschall-Leistungsmessung: Schallkraftwaagen und Anforderung an ihre Funktionseigenschaften
- [13] Jamal, Rhaman, Hagestedt, Andre: LabVIEW für Studenten.- 4. Aufl.- München:Pearson Studium, 2004
- [14] Norm DIN EN 61689. Ultraschall-Physiotherapiesysteme: Feldspezifikation und Messverfahren im Frequenzbereich 0,5 – 5 MHz
- [15] Bedienungsanleitung „ULTRASOUND POWER METER Model UPM-DT-1 & 10AV“.- Ohmic Instruments Company.- 2006
- [16] www.physiosupport.org/us.htm
- [17] www.weiss-braincells.de/_themes/KapazitiveMessung.pdf. 17.11.1010

8. Abbildungsverzeichnis

- 2.1. Martini, K.H: Piezoelektrische und piezoresistive Druckmessverfahren.
URL: www.kistler.com/mediaaccess/20.140d-10.91.pdf.- Seite: 48
- 2.2. Kuttruff, Heinrich: Physik und Technik des Ultraschalls. -1. Aufl.- Stuttgart:
S.Hirtzel Verlag, 1988.- Seite: 135
- 2.3. [www.ssl.gymnasium-
zwettl.ac.at/fachwissen/physik/vorlesung/Medizintechnik/002-001.htm](http://www.ssl.gymnasium-zwettl.ac.at/fachwissen/physik/vorlesung/Medizintechnik/002-001.htm)
- 2.4. Hutten, Helmut: Biomedizinische Technik 1: Diagnostik und bildgebende
Verfahren.- 1.Aufl.- Springer- Verlag, 1992.- Seite: 284
- 2.5. Vorlesungsunterlagen Prof. Hinderer: Bildgebende Systeme: Hochschule
Mittweida, 2009
- 2.6. Vorlesungsunterlagen Prof. Hinderer: Bildgebende Systeme: Hochschule
Mittweida, 2009
- 2.7. Vorlesungsunterlagen Prof. Hinderer: Bildgebende Systeme: Hochschule
Mittweida, 2009
- 2.8. Knoch, Hans-Georg; Knauth, Katharina: Therapie mit Ultraschall. – 4.
Aufl.- Dresden: Gustav Fischer Verlag, 1991.- Seite: 39
- 2.9. Millner, Rudolf: Wissensspeicher Ultraschalltechnik. – 1. Aufl.- Halle: VEB
Fachbuchverlag, 1987.- Seite: 49
- 2.10. Hutten, Helmut: Biomedizinische Technik 2: Therapie und Rehabilitation.
– 1. Aufl.- Springer- Verlag, 1992.- Seite: 390
- 2.11. Doeve, S.: Ultraschalltherapie: Therapiebuch. URL:[www.medizintechnik-
schlechte.de/Literatur/Elektrotherapie_ultraschalltherapie.pdf](http://www.medizintechnik-schlechte.de/Literatur/Elektrotherapie_ultraschalltherapie.pdf) 27.05.1010.-
Seite: 4
- 2.12. Hutten, Helmut: Biomedizinische Technik 2: Therapie und Rehabilitation.
–1. Aufl.- Springer- Verlag, 1992.- Seite: 388
- 2.13. Hutten, Helmut: Biomedizinische Technik 2: Therapie und Rehabilitation.
–1. Aufl.- Springer- Verlag, 1992.- Seite: 388
- 2.14. Lehfeldt, Wilhelm: Ultraschall kurz und bündig. – 1. Aufl.- Würzburg:
Vogel- Verlag, 1973.- Seite: 52
- 2.15. www.ex-serve.org/de/publikationen/mitteilungen/2007/1/heft1.pdf.-
Seite: 27
- 2.16. www.muenchuwe.com/nonhtml/papers/fest-11.pdf.- Seite: 15
- 2.17. LabVIEW 2009 Kontexthilfe

- 2.18. LabVIEW 2009 Kontexthilfe
- 3.1 Doeve,S.: Ultraschalltherapie: Therapiebuch. URL:www.medizintechnik-schlechte.de/Literatur/Elektrotherapie_ultraschalltherapie.pdf
27.05.1010.- Seite: 4
- 3.4 Bedienanleitung „ULTRASOUND POWER METER Model UPM-DT-1 & 10AV“ von „ohmico“.- Seite: 6
- 3.6 LabVIEW 2009 Kontexthilfe
- 3.9/3.10/3.13/3.18 LabVIEW 2009 Kontexthilfe
- 4.7 LabVIEW 2009 Kontexthilfe

Selbstständigkeitserklärung

Erklärung

Hiermit erkläre ich, Marcel Beger, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Bearbeitungsort: TU - Dresden: Institut für Biomedizinische Technik

Datum: 30.10.2010

Unterschrift: Marcel Beger